最新国内外医疗器械原理图解与操作标准及维修技术实用全书

主编 李忠华

中国知识出版社

VISIT…

LANZAROTE Caliente.COM

出版社：中国知识出版社
发　行：本社发行部
印　刷：本社承印部
版　次：2006 年 5 月第 1 版第 1 次印刷
规　格：16 开　787×1092
定　价：1380.00 元（全六卷　含电子卷）
书　号：ISBN 988－95786－6－2

编　委　会

主　　编：李忠华

编 委 会：李国宾　李志平　李　明　李　菊

李春华　李满军　谢雅东　谢　萍

齐　芳　赵玉娟　刘玉华　刘丽娟

王　明　王丽珍

前　　言

随着科学技术的飞速发展，它已日益渗透到了国民经济的各行各业之中，成为现代产业的倍增器，极大地促进了相关产业的发展。尤其是在医学领域，医疗器械的广泛使用，不仅大大改善了医学研究的手段，促进了医学研究的进程，而且提高了对疾病的诊断和治疗水平。目前，医用器械的发展水平在一定程序上成为衡量当代医学发展水平的重要尺度之一。

现在，我国市级以上医院的医疗设备已占医院固定资产的一半以上，凡世界上有的先进医疗仪器设备我国几乎都有，而且引进数量相当可观。县级及县以下的医院的医疗仪器设备也大量更新。但目前我国医院对医疗仪器设备的操作、维护、管理水平较低，很多医疗仪器设备的功能没有被开发应用，有不少的设备应用不合理，造成错诊、误诊或发生医疗事故。有的仪器设备出现一些小故障不能排除而停止使用，造成很大浪费。

为适应现代医疗器械的发展需要，同时为帮助各医院器械操作、维修人员对国内的医疗器械的结构原理、操作技能、维护技术能有一个全面科学的了解，本出编委会特别组织了相关专业技术人士共同精心编了该书。

本书内容共分九篇，每一种仪器从内容结构上体现了理论与实践并重，对其原理图解、操作使用方法、要求及其维修技术均作了详尽的阐述，并突出实践的特点。编写中力求做到理论叙述简明清晰，实际操作通俗易学，尽量多提供新技术、新知识、新维修操作方法。本书适用于从事医疗仪器使用、操作、维修和开发、制造的相关人员学习参考。由于编者水平有限，加之编写时间仓促，资料收集选用未能尽善尽美，致使书中有些内容难免不够准确，甚至会有错误之处，希望读者积极提出批评和改进意见。

本书编写过程中得到了解放军总后卫生部药材局、总后药检所、解放军总医院、北京军区总医院、兰州军区总医院、武警总医院、北京手术器械厂、北京离心机厂、上海离心机研究所、上海医疗设备厂、瑞典 Gambro 公司、美国 3M 公司北京办事处等单位的大力支持，同时学院领导和许多同志也给予了热情关心与帮助，在此表示衷心感谢。

编　者

2006 年 6 月

目　　录

第一篇　医疗电子仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　概　论 …………………………………………………………………… (3)
　第一节　生物电位的基础知识 ……………………………………………… (3)
　第二节　人体生理参数测量的特点 ………………………………………… (15)
　第三节　医用电子仪器的结构与技术指标 ………………………………… (17)
第二章　医用传感器 ……………………………………………………………… (27)
　第一节　交、直流电桥 ………………………………………………………… (27)
　第二节　环形相敏检波器 …………………………………………………… (38)
　第三节　位移传感器 ………………………………………………………… (41)
　第四节　压电传感器 ………………………………………………………… (57)
　第五节　温度传感器 ………………………………………………………… (61)
第三章　心电仪器 ………………………………………………………………… (73)
　第一节　心脏的解剖及生理功能 …………………………………………… (73)
　第二节　心肌细胞和特殊心肌细胞的电生理 ……………………………… (75)
　第三节　正常心律与异常心律 ……………………………………………… (90)
　第四节　心电图的导联 ……………………………………………………… (96)
　第五节　心电向量环及其投影 ……………………………………………… (103)
　第六节　心电向量图机 ……………………………………………………… (106)
　第七节　心电图机的组成 …………………………………………………… (113)
　第八节　心脏起搏器 ………………………………………………………… (133)
　第九节　除颤器与心脏复律器 ……………………………………………… (154)
　第十节　Holter 心电监护自动分析 ………………………………………… (161)
　第十一节　心电图的右脚驱动系统 ………………………………………… (163)

第四章　医用监护仪器 …………………………………………………………（166）
第一节　医用监护仪器概述 …………………………………………………（166）
第二节　常用生理参数的测量原理 …………………………………………（172）
第三节　HP Ml205A Viridia 26/24 系列多参数监护仪 ……………………（181）
第四节　TEC－7500 系列除颤监护仪 ………………………………………（226）
第五节　医用监护仪的维修 …………………………………………………（241）
第五章　脑电图机 ………………………………………………………………（267）
第一节　概　述 ………………………………………………………………（267）
第二节　脑电图的电生理 ……………………………………………………（272）
第三节　导联方法 ……………………………………………………………（277）
第四节　人脑诱发电位 ………………………………………………………（281）
第五节　脑电图机的组成 ……………………………………………………（283）
第六节　典型脑电图机电路分析 ……………………………………………（288）
第七节　生物电极 ……………………………………………………………（306）
第六章　医用 CT 机 ……………………………………………………………（316）
第一节　CT 的基本工作原理 …………………………………………………（316）
第二节　CT 机产生故障的原因及检修方法 …………………………………（320）
第三节　CT 图像环形伪影故障分析 …………………………………………（325）
第四节　岛津 SCT－3000 型 CT 机故障维修 ………………………………（331）
第五节　西门子 SOMATOM 各型 CT 机故障维修 …………………………（349）
第六节　GE8800 型 CT 机故障维修 …………………………………………（360）
第七节　GE9800 型 CT 机故障维修 …………………………………………（366）
第七章　医用超声诊断仪器 ……………………………………………………（375）
第一节　超声的物理特性 ……………………………………………………（375）
第二节　超声换能器 …………………………………………………………（387）
第三节　超声诊断仪 …………………………………………………………（393）
第四节　超声多普勒（doppler）诊断仪 ……………………………………（410）
第五节　超声液面全息 ………………………………………………………（426）
第六节　超声显像的新技术 …………………………………………………（431）
第七节　超声诊断仪的使用和维修 …………………………………………（439）
第八章　核医学仪器 ……………………………………………………………（443）
第一节　γ 照像机 ……………………………………………………………（443）
第二节　发射型计算机断层（ECT） …………………………………………（454）
第九章　医用电子仪器操作安全 ………………………………………………（470）
第一节　医用电子仪器电气安全概述 ………………………………………（470）

第二节　电　击 …………………………………………………………………（472）
第三节　造成电击的原因 ……………………………………………………………（476）
第四节　预防电击的措施 ……………………………………………………………（478）
第五节　医用电子仪器的接地 …………………………………………………………（483）
第六节　医用电子仪器的安全指标 ……………………………………………………（488）
第七节　医用电子仪器的安全标准 ……………………………………………………（490）

第二篇　医疗电动仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　口腔科设备 ……………………………………………………………（493）
第一节　概　述 …………………………………………………………………（493）
第二节　电动牙钻 ………………………………………………………………（494）
第三节　微电机牙钻 ……………………………………………………………（500）
第四节　气涡轮牙钻 ……………………………………………………………（505）
第五节　牙科综合治疗机 …………………………………………………………（510）
第六节　CS22 型移动式牙科治疗机……………………………………………（517）
第七节　牙科机的使用、维护与故障维修 ……………………………………………（527）
第二章　离心机………………………………………………………………（534）
第一节　离心机的工作原理 …………………………………………………………（534）
第二节　常用的离心方法 ……………………………………………………………（538）
第三节　离心机的分类与结构 ………………………………………………………（542）
第四节　离心机的使用和维护 ………………………………………………………（546）
第三章　呼吸机………………………………………………………………（551）
第一节　概　述 …………………………………………………………………（551）
第二节　KTH－2 型可控同步呼吸机 …………………………………………………（564）
第三节　SC－500 型多功能呼吸机 ……………………………………………………（576）
第四节　900C 型呼吸机 ……………………………………………………………（585）
第五节　多功能呼吸机的使用与故障维修……………………………………………（593）
第四章　麻醉机………………………………………………………………（601）
第一节　概　述 …………………………………………………………………（601）
第二节　MHJ－IIB 型麻醉机…………………………………………………………（625）
第三节　Sulla808V 全能麻醉机………………………………………………………（628）
第四节　麻醉机的使用、维护与故障维修 …………………………………………（634）
第五章　血液透析机 ……………………………………………………………（641）
第一节　血液透析概述 ……………………………………………………………（641）

第二节　透析基本原理 ……………………………………………………………………… (645)
第三节　透析系统 …………………………………………………………………………… (654)
第四节　AKl00 透析机 ……………………………………………………………………… (661)
第五节　血液透析机的故障与维修 ………………………………………………………… (688)
第六章　血液分析仪器 ……………………………………………………………………… (700)
第一节　血细胞分析仪 ……………………………………………………………………… (700)
第二节　血液凝固分析仪 …………………………………………………………………… (713)
第三节　血液流变学分析仪器 ……………………………………………………………… (718)
第七章　体外循环机 ………………………………………………………………………… (725)
第一节　概　述 ……………………………………………………………………………… (725)
第二节　氧合器 ……………………………………………………………………………… (729)
第三节　血　泵 ……………………………………………………………………………… (734)
第四节　监测系统 …………………………………………………………………………… (740)
第五节　SARNS9000 型体外循环机工作原理 ……………………………………………… (745)
第六节　SARNS9000 型体外循环机维修 …………………………………………………… (766)

第三篇　临床医疗仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　医用遥测设备 ……………………………………………………………………… (777)
第一节　遥测的基本概念 …………………………………………………………………… (777)
第二节　医用遥测 …………………………………………………………………………… (785)
第三节　心电遥测仪 ………………………………………………………………………… (791)
第四节　颅内压的遥测 ……………………………………………………………………… (795)
第二章　医用激光器 ………………………………………………………………………… (797)
第一节　医用激光的基础知识 ……………………………………………………………… (797)
第二节　医用激光器 ………………………………………………………………………… (802)
第三节　激光辐射的生物效应和医用激光的临床应用 …………………………………… (811)
第三章　医用 X 线电视 ……………………………………………………………………… (814)
第一节　医用 X 线电视的特点 ……………………………………………………………… (814)
第二节　X 射线 ……………………………………………………………………………… (815)
第三节　X 线影像增强管 …………………………………………………………………… (823)
第四节　XTV 系统 …………………………………………………………………………… (826)
第五节　医用立体 X 线电视 ………………………………………………………………… (846)
第四章　核磁共振成像设备 ………………………………………………………………… (854)
第一节　概　述 ……………………………………………………………………………… (854)

第二节　核磁共振成像的基本知识 …………………………………………………（855）
第三节　核磁共振成像设备的组成 …………………………………………………（869）
第四节　各种磁场和噪声对 MRI 图像质量的影响 ………………………………（873）
第五节　核磁共振成像设备的安装和临床应用 ……………………………………（875）
第五章　听力检查仪器 …………………………………………………………………（878）
第一节　听力检查常用术语的基础知识 ……………………………………………（878）
第二节　一般听力检查 …………………………………………………………………（880）
第三节　电反应测听 ……………………………………………………………………（883）
第四节　声阻抗测听 ……………………………………………………………………（900）
第五节　听阈检查装置 …………………………………………………………………（910）
第六节　自描听力计 ……………………………………………………………………（925）
第七节　阈上听力检查装置 ……………………………………………………………（929）
第八节　儿童听力检查装置 ……………………………………………………………（940）
第九节　诈聋（伪聋）和精神性聋的听力检查装置……………………………………（946）
第十节　语言测听装置 …………………………………………………………………（948）
第六章　耳聋与康复设备 ………………………………………………………………（956）
第一节　耳聋的类型与测听 ……………………………………………………………（956）
第二节　感音神经性聋的听力学定位 …………………………………………………（964）
第三节　先天性聋和遗传性聋的诊断 …………………………………………………（970）
第四节　耳的卫生与噪声性听力损伤 …………………………………………………（974）
第五节　急性声损伤的特点、治疗与防护 ……………………………………………（980）
第六节　助听器 …………………………………………………………………………（984）
第七节　佩戴助听器的效果测定………………………………………………………（1000）
第八节　人工耳蜗 ………………………………………………………………………（1003）
第九节　单导电子耳蜗 …………………………………………………………………（1011）
第十节　多导电子耳蜗 …………………………………………………………………（1018）
第十一节　人工耳蜗的临床效果和展望 ……………………………………………（1020）
第十二节　助听器和人工耳蜗的维修 ………………………………………………（1026）
第七章　红外线探测器 …………………………………………………………………（1030）
第一节　红外线的基础知识……………………………………………………………（1030）
第二节　红外线探测器 …………………………………………………………………（1032）
第三节　红外线摄影及红外诊断原理 ………………………………………………（1048）
第八章　血流量测量仪器………………………………………………………………（1058）
第一节　电磁血流量计 …………………………………………………………………（1058）
第二节　压力梯度技术 …………………………………………………………………（1063）

第三节　热量血流量计 ……………………………………………………………（1064）
第四节　指示剂稀释法 ……………………………………………………………（1066）

第四篇　临床检验常规仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　自动生化分析仪 ……………………………………………………………（1073）
第一节　基本结构和原理 …………………………………………………………（1073）
第二节　自动生化分析仪的分类 …………………………………………………（1078）
第三节　自动生化分析仪的性能及评价 …………………………………………（1081）
第四节　自动生化分析仪的使用要点及方法 ……………………………………（1083）
第二章　微生物快速检测仪 ………………………………………………………（1089）
第一节　自动血培养检测和分析系统 ……………………………………………（1089）
第二节　微生物自动鉴定及药敏系统 ……………………………………………（1096）
第三章　生物安全柜 ………………………………………………………………（1100）
第一节　生物安全柜的工作原理和分类 …………………………………………（1100）
第二节　生物安全柜的结构与功能 ………………………………………………（1102）
第三节　生物安全柜的实际应用 …………………………………………………（1104）
第四章　免疫分析仪 ………………………………………………………………（1106）
第一节　酶免疫分析仪 ……………………………………………………………（1106）
第二节　发光免疫分析仪 …………………………………………………………（1110）
第三节　放射免疫分析仪 …………………………………………………………（1114）
第四节　免疫浊度分析仪 …………………………………………………………（1121）
第五章　电化学临床分析仪器 ……………………………………………………（1124）
第一节　电化学分析原理 …………………………………………………………（1124）
第二节　电解质分析仪 ……………………………………………………………（1127）
第三节　血气分析仪 ………………………………………………………………（1132）
第六章　尿液分析仪器 ……………………………………………………………（1142）
第一节　尿液分析仪 ………………………………………………………………（1142）
第二节　尿沉渣分析仪 ……………………………………………………………（1151）
第三节　尿液分析仪的质量控制 …………………………………………………（1158）

第五篇　理疗、治疗仪器原理图与操作标准及维修技术

第一章　光线治疗机 ………………………………………………………………（1163）

第二章　电疗机 …………………………………………………………（1173）
第一节　低、中频电疗机 …………………………………………………（1173）
第二节　高频电疗机 ……………………………………………………（1190）
第三章　磁疗机 …………………………………………………………（1204）
第四章　康复治疗仪器 …………………………………………………（1210）
第五章　人工心肺机 ……………………………………………………（1221）
第六章　体外碎石机 ……………………………………………………（1236）
第七章　放射治疗机 ……………………………………………………（1255）

第六篇　医用色谱仪、电泳仪、显微镜原理图解与操作原理图解与操作

第一章　色谱仪器 ………………………………………………………（1281）
第一节　色谱法概述 ……………………………………………………（1281）
第二节　气相色谱仪 ……………………………………………………（1286）
第三节　高效液相色谱仪 ………………………………………………（1297）
第四节　色谱仪的数据处理系统 ………………………………………（1306）
第二章　电 泳 仪 ………………………………………………………（1308）
第一节　电泳原理 ………………………………………………………（1308）
第二节　常用电泳技术 …………………………………………………（1311）
第三节　电泳设备 ………………………………………………………（1316）
第四节　常用电泳仪及应用 ……………………………………………（1321）
第五节　电泳仪临床应用实例 …………………………………………（1325）
第三章　毛细管电泳仪 …………………………………………………（1327）
第一节　毛细管电泳的工作原理 ………………………………………（1327）
第二节　毛细管电泳分离模式 …………………………………………（1329）
第三节　毛细管电泳仪的基本结构 ……………………………………（1332）
第四节　仪器简介 ………………………………………………………（1335）
第四章　光学显微镜 ……………………………………………………（1341）
第一节　光学显微镜概述 ………………………………………………（1341）
第二节　像差和色差 ……………………………………………………（1343）
第三节　显微镜的基本结构 ……………………………………………（1345）
第四节　普通光学显微镜 ………………………………………………（1353）
第五节　特种光学显微镜 ………………………………………………（1358）
第七节　显微镜的常见故障及排除 ……………………………………（1365）

第五章　电子显微镜 ……………………………………………………………………（1370）
第一节　电子显微镜概述 …………………………………………………………（1370）
第二节　透射电子显微镜 …………………………………………………………（1376）
第三节　扫描电子显微镜 …………………………………………………………（1378）
第四节　扫描隧道显微镜和原子力显微镜 ………………………………………（1382）
第五节　电子显微镜的维护 ………………………………………………………（1384）

第七篇　生化检验仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　GD－821型光电比色计 ……………………………………………………（1389）
第二章　DU型临床生化分析仪 ……………………………………………………（1394）
第三章　紫外－可见分光光度计 …………………………………………………（1400）
第一节　基本原理 …………………………………………………………………（1400）
第二节　紫外－可见分光光度计的基本结构和工作原理 ………………………（1403）
第三节　影响分光光度法准确性的因素 …………………………………………（1408）
第四节　紫外－可见分光光度计的类型 …………………………………………（1409）
第五节　紫外－可见分光光度计性能指标及评价 ………………………………（1413）
第六节　紫外－可见分光光度计常见故障及排除方法 …………………………（1415）
第四章　质谱仪 ……………………………………………………………………（1417）
第一节　质谱仪的基本原理及性能指标 …………………………………………（1417）
第二节　质谱仪的基本结构和分类 ………………………………………………（1419）
第三节　生物质谱技术及其应用 …………………………………………………（1423）
第五章　酸度计 ……………………………………………………………………（1427）
第六章　PC－603型血细胞计数器 ………………………………………………（1436）
第七章　磁共振波谱分析仪 ………………………………………………………（1453）
第一节　核磁共振的基本原理 ……………………………………………………（1453）
第二节　磁共振波谱分析仪（MRS）的结构 ………………………………………（1457）
第三节　磁共振波谱分析仪的操作与安装 ………………………………………（1460）
第四节　磁共振波谱分析仪的临床应用 …………………………………………（1462）
第八章　计数器 ……………………………………………………………………（1468）
第一节　γ放射免疫计数器 ………………………………………………………（1468）
第二节　β液体闪烁计数器 ………………………………………………………（1474）
第九章　荧光分析仪器 ……………………………………………………………（1481）
第一节　荧光分析的原理 …………………………………………………………（1481）
第二节　荧光光谱仪 ………………………………………………………………（1484）

第三节　荧光光谱仪的应用……（1489）
第十章　原子光谱分析仪……（1491）
第一节　原子吸收光谱仪……（1491）
第二节　原子发射光谱仪……（1497）
第三节　原子光谱分析仪在临床检验中的应用……（1504）

第八篇　医用 X 线检查设备原理图解与操作标准及维修技术

第一章　医用 X 线检查设备的结构、基本原理……（1509）
第二章　X 线发生器主要参量的检测与调校……（1524）
第三章　X 线发生器附属设备的检测与调校……（1534）
第四章　X 线检查设备的维护和质量控制……（1570）
第五章　X 线检查设备的故障及检修方法……（1573）
第六章　X 线发生器低压系统……（1578）
第七章　X 线发生器高压系统……（1643）
第八章　工频 X 线发生器故障检修综合举例……（1650）
第九章　中高频 X 线发生器故障检修……（1656）
第十章　附属设备的故障检修……（1664）
第十一章　X 线影像增强、电视系统故障检修……（1673）
第十二章　牙科 X 线机的故障检修……（1679）
第十三章　口腔曲面体层 X 线机……（1682）

第九篇　细胞分子生物学仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　培养箱……（1687）
第一节　电热恒温培养箱……（1687）
第二节　二氧化碳培养箱……（1689）
第三节　厌氧培养箱——厌氧培养系统……（1692）
第四节　其他类型培养箱……（1694）
第二章　PCR 基因扩增仪……（1696）
第一节　基本原理……（1696）
第二节　PCR 扩增仪的分类与结构……（1697）
第三节　PCR 扩增仪的性能指标……（1701）

第四节　PCR 扩增仪的操作规程及常见故障的排除 …………………………（1702）
第五节　PCR 扩增仪的临床应用………………………………………………（1704）
第三章　全自动 DNA 测序仪和蛋白质自动测序仪……………………………（1706）
第一节　全自动 DNA 测序仪 ……………………………………………………（1706）
第二节　蛋白质测序仪…………………………………………………………（1713）
第四章　流式细胞仪………………………………………………………………（1716）
第一节　基本原理………………………………………………………………（1716）
第二节　流式细胞仪的分类和基本结构 ……………………………………（1717）
第三节　流式细胞仪的主要性能指标 ………………………………………（1724）
第四节　流式细胞仪应用的技术要求 ………………………………………（1725）
第五节　流式细胞仪的维护及常见故障的排除 ……………………………（1727）
第六节　流式细胞仪的临床应用………………………………………………（1728）

第一篇

医疗电子仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　概　　论

现代医学在其发展过程中不断遇到许多新的问题，而电子技术、计算机技术、生物技术等相关学科的发展为解决这些问题提供了思路、方法和工具，这就促生了一门新的学科——生物医学工程（Biomedical Engineenng）。生物医学工程学是综合生物学、医学和工程学的理论和方法而发展起来的边缘性学科，其基本任务是运用工程技术手段，研究和解决生物学和医学中的有关问题。

生物医学工程的研究主要包括基础性研究和临床应用性研究两个方面。基础性研究涉及到生物力学、生物材料学、人工器官、生物系统的建模与控制、物理因子的生物效应、生物系统的质量与能量传递、生物医学信号的检测与传感器原理、生物医学信号处理方法、压学成像及图像处理方法、治疗与康复的工程方法等十个大的方面；基础性研究应用到临床疾病的诊断和治疗中使现代医学的发展令人耳目一新，其中出现的各种生物医学仪器就是生物医学工程学临床应用性研究的一个重要成果。

生物医学仪器包括诊断仪器和治疗仪器两大类。诊断仪器是利用各种新技术测量人体生理信号并对其进行处理，最终为医生对疾病的诊断和治疗提供证据；治疗仪器是利用各种物理因子作用到人体产生的生理效应对疾病进行治疗。由于生物医学仪器具有精确性、客观性和稳定性等特点，在医院的临床工作中发挥了巨大的作用，是目前现代化医院正常运转不可或缺的关键要素之一。

本书重点介绍人体生理信号的检测仪器——医用电子仪器的结构、原理与维修，为了更好地理解医用电子仪器的原理，本章首先系统地讲解医用电子仪器的生理学基础、人体信号测量的特殊性，以及医用电子仪器的总体结构、特点。

第一节　生物电位的基础知识

兴奋通常是活组织在刺激作用下发生的一种可以传播的、伴有特殊电现象并能引起某种效应的反应过程，研究各种组织器官活动过程中产生的电现象就能了解该组织器官活动的情况。人们根据这个思路研究了心电、脑电、肌电、眼电、胃电等各种生物电信号，并应用于疾病的诊断治疗。

人体各种生物电信号的生理基础就是所谓的生物电位。生物电位分为两种：静息电位和动作电位。下面介绍这两种电位的产生机理。

一、静息电位产生的 K^+ 离子机制

神经和肌肉细胞在静息情况下细胞膜内侧的电位较外侧为负，细胞在静息状态下膜内外两侧的电位差称为静息电位，有时也叫膜电位，此时细胞膜内外两侧分布着极性不同的电荷，因此也称为处于极化状态。

造成静息电位产生的直接原因有两个：一是细胞膜内外离子浓度的不同，二是细胞膜对不同离子的选择通透性不同。

在静息状态下，细胞膜内的 K^+ 离子和有机负离子浓度高于细胞膜外，细胞膜外的 Na^+ 离子浓度高于细胞膜内。而在静息状态下，细胞膜对 K^+ 离子的通透性较高，而对 Na^+ 离子及细胞内有机负离子的通透性很低。因此由细胞内扩散到细胞外的 K^+ 离子数量将超过由细胞外进入细胞内的 Na^+ 离子及由细胞内扩散到细胞外的有机负离子数量，这样就形成了细胞带正电的状况，这就是静息电位的来源。

已扩散出细胞外的 K^+ 离子建立了膜外侧的正电位。细胞膜内外形成的电场力是排斥 K^+ 离子外流的，而细胞内外的 K^+ 离子浓度梯度形成的扩散力则是促使 K^+ 离子外流的。如果电场力小于扩散力，则 K^+ 离子继续外流：如果电场力大于扩散力，则驱使 K^+ 离子内流；如果两者相等，则 K^+ 离子的净流动等于零，处于动态平衡，此时膜内外的电位就是静息电位。从物理化学的角度来看，静息电位就是 K^+ 离子的平衡电位。

安静时细胞膜对 Cl^- 也有一定的通透性，但通常认为 Cl^- 的平衡电位与静息电位相等，它是在已建立膜电位的基础上 Cl^- 在细胞膜内、外被动分布的结果。

二、动作电位的产生及传输机理

1．动作电位产生的 Na^+ 离子机制

神经或肌肉兴奋时发生的可传播的电变化称为动作电位，包括迅速的去极化和复极化过程。如前所述，细胞处于静息状态时，细胞膜外电位大于细胞膜内电位，称为极化状态。当给细胞一个刺激时，膜内电位迅速升高，并很快超过膜外电位，这个过程称为去极化。事实上去极化不仅把原来的极化状态加以取消，而且还暂时建立起一种相反的极化状态，即细胞膜外为负，细胞膜内为正，这个过程称为超射。经过短暂的超射后，细胞膜又很快恢复到原来的极化状态，这一过程称为复极化。动作电位的幅度为静息电位加超射部分，枪乌贼巨大神经纤维静息电位和动作电位示意图如图 1－1 所示。

动作电位既然是细胞膜的迅速去极化和超射，那就只能由细胞膜外的正离子迅

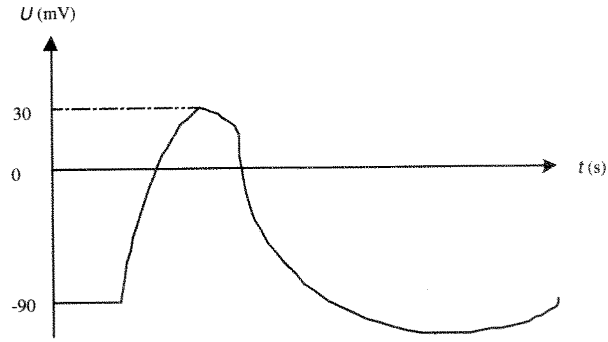


图 1－1　枪乌贼巨大神经纤维静息电位和动作电位示意图

速内流引起。实验证明，神经纤维兴奋时细胞膜对 Na^+ 离子的通透性突然增大，当其通透性超过 K^+ 离子的通透性时，即产生去极化过程。在动作电位的上升支，Na^+ 离子通透性迅速增加，大量 Na^+ 离子内流，细胞膜内的电位升高，造成去极化过程，而且进一步形成超射，肌细胞膜外负内正。由于细胞膜外面的 Na^+ 离子浓度高于细胞膜内部的 Na^+ 离子浓度，因此必须达到 Na^+ 离子平衡电位时，Na^+ 离子内流才会停止，所以超射的电位值就是 Na^+ 离子的平衡电位。细胞膜对 Na^+ 离子和 K^+ 离子通透性的变化如图 1－2 所示。

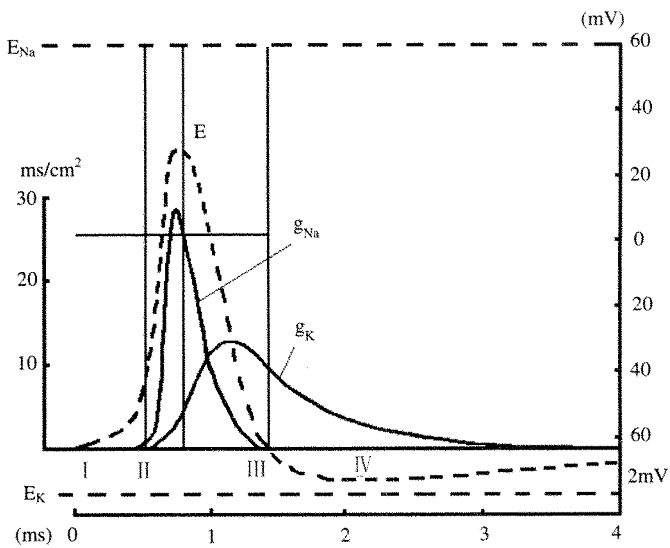


图 1－2　细胞膜对 Na^+ 离子和 K^+ 离子通透性的变化

由于 Na^+ 离子通透性的增加是暂时性的，随着时间的推移，Na^+ 离子通透性降低，K^+ 离子通透性增加，K^+ 离子外流增加，抵消了 Na^+ 离子内流形成的去极化势头，这就是复极化过程。当 K^+ 离子通透性大大超过 Na^+ 离子通透性时，细胞膜就

恢复到原来的极化状态。

2. 钠泵的作用

每次动作电位过后，都会有一些 Na^+ 离子流入细胞膜内，一些 K^+ 离子流到细胞膜外。这种 Na^+ 离子、K^+ 离子交换的总量，与原来细胞外的 Na^+ 离子、K^+ 离子的总量相比是非常小的。但是在动作电位发生过后的恢复期，这种离子数量的变动也要恢复过来，这就需要钠泵的作用。

钠泵能够把流入细胞膜内的 Na^+ 离子逆着浓度差泵出细胞膜外，同时把流出的 K^+ 离子带进细胞内，这个过程需要消耗能量，这些能量由普通的细胞能源（三磷酸腺苷）提供。正是由于钠泵的存在，才能够建立并维持细胞膜内外的离子浓度差；而这个离子浓度差与细胞膜特定的选择通透性结合，建立了静息电位；静息电位的存在，则为动作电位的产生提供了基础。

3. 动作电位的传输

动作电位的传输如图 1－3 所示。在已兴奋部分的前端，细胞膜呈极化状态，与静息状态时一样。在已兴奋区域，由于膜的去极化，膜电位复变为外负内正，极性反转。已兴奋区后部的细胞膜是复极化膜。由图还可以清楚地看到，在已兴奋区的前部，即在未兴奋与已兴奋区交接处，由于螺线形电流（钠电流）在未兴奋区由内向外透过膜，使这部分膜电位值下降而去极化。当此部位膜电位降到阈值时，则在此新部位就出现动作电位，而成为新兴奋区。然而，在已兴奋区的后部，螺线形电流（此时为钾电流）使此部分膜复极化。上述这种从原兴奋区发出的电流，使新一处细胞膜达到阈值而兴奋，出现动作电位，这种过程的性质即所谓自身兴奋。动作电位就是以这种使膜沿途逐点出现兴奋——复极化的方式，使动作电位不衰减地扩展到纤维的全长。

根据电网络理论，对于整条神经轴突膜的分布，可等效成图 1－3 所示基本电路形式的链形结构。应用电路知识，亦可在该等效电路上作动作电位的产生与传输的模拟分析。

不难看出，动作电位在传导过程中具有两个特点：一是动作电位的大小不会因为传导距离的增大而减弱，即所谓兴奋的“全或无”现象；二是神经纤维若在中间段受到刺激，将有动作电位同时传向纤维两端，即兴奋在细胞上的传导，不限于单方向。

三、容积导体电场

为了能方便地直接解释在人体表面所记录的生物电现象，常用容积导体电场来模拟，这里包括生物电信号源的形成及其浸溶的周围介质。

在一个盛满稀释食盐溶液的容器中放入一对由等值而异号的电荷组成的电偶极子，则容器内各处都会有一定的电位。在电偶极子的位置、方向和强度都不变的情

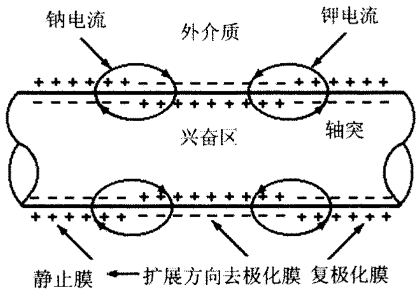


图 1－3　动作电位的传输

况下，电场的分布是恒定的，电流充满整个溶液，我们将这种导电的方式称为容积导电，容器中的食盐溶液称为容积导体，其间分布的电场称为容积导体电场。

人体组织内存在大量体液可视为电解质溶液，因此人体就是一个容积导体。而人体的细胞、纤维等就浸溶在这些体液中，兴奋细胞相对一对电偶极子而构成生物电信号源，这样就可视人体内为一个容积导体电场。

若电偶极子的方向和强度呈规律性变化，则整个容积导体内的电场分布也将作相应的变化。对比细胞膜因去极和复极过程形成的膜表面电荷变化，恰可看成这样一对电偶极子。因此，我们在分析生物电（如心电、脑电、肌电等）信号时，就可以将其归结为讨论容积导体电场问题。

可以说兴奋细胞就是生物电信号源，其作用近似于一个恒流信号源将其电流输送给浸溶介质。假设生物电信号源是单一的兴奋神经纤维，容积导体是无限大的范围（即比神经纤维周围的电场范围大得多），则源发于兴奋纤维的电流，进入电阻系数为 ρ 的浸溶介质中，其电流流动的形式与电荷分布相一致。

设想动作电位在神经纤维中，是以等速传导方式传导，则其瞬时波形 V（t）可以很方便地变换为立体分布 V（z）（z 是沿神经纤维的轴距）。单一纤维细胞外介质的电位，随离开纤维的径向距离增加而降低。如果其电阻系数 ρ 增大，则电场各点的电位就增加。若用有活动性的神经干作为信号源，则神经干的成千条组合神经纤维同时激活后，在一个巨大的均匀浸溶介质中，所显示出的细胞外电场，与一个单一纤维所显示的完全一样。细胞外电场的电位是由神经干内组合信号源的叠加电场所形成的信号。同样，如果增大浸溶介质的电阻系数 ρ，或减小容积导体，或者两者都改变，必将产生较大的细胞外电位。

人体的实际情况要比理想模型复杂得多，因为人体组织导电性能的不均匀，人体几何形状的不规则，都会导致人体电位分布的复杂化。尽管如此，运用容积导体电场来分析人体生物电产生机理，还是比较直观易被人们接受。心电电偶导电场模型如图 1－4 所示。人体心电电偶容积导体所建立的导电场模型，与物理学中的导电场相似，心电信号源导电场的电位图中，电力线和等电位面交叉成直角。值得注

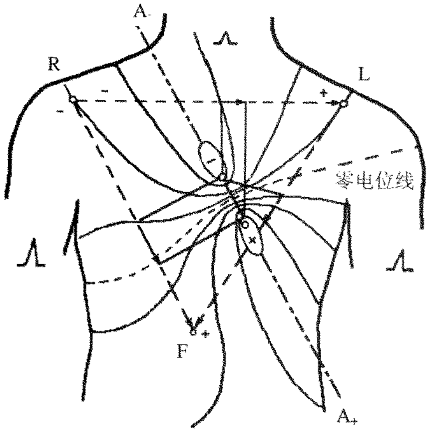


图 1－4　心电电偶导心场模型

意的是，从图上可见，任何两点测得的信号电压的大小都与被测系统的几何形状有关。

四、人体电阻抗

1. 生物电阻抗

人体组织呈现一定的电阻抗特性，这是由于细胞内外液中电解质离子在电场中移动时，通过黏滞的介质和狭小的管道等引起的。由实验证实，在低频电流下，生物结构具有更复杂的电阻性质。从电压—电流的关系分析可知，细胞膜的变阻作用可等效为非线性的对称元件；细胞膜的整流作用可等效为非线性的非对称元件。

另外，细胞膜还具有电容性质，它不仅起储存能量的静态电容的作用，还具有极化电容的性质。细胞膜电容在充放电（极化、去极化）的过程中，消耗能量（变为热能），而且频率不同，细胞膜的耗散也不同。

生物电阻抗，除存在电容、电阻成分外，现在已证实，还有电感特性。离体的神经细胞在改变细胞外液中的离子成分（即改变钙离子浓度）时，发现有正性电抗成分。所以，生物结构呈现出电阻、电容、电感的复合电路特性，即生物电阻抗可以等效为复杂的阻抗组件。

2. 人体电阻抗

人体组织和器官的电阻抗差异较大。几种组织的电阻率和电导率见表 1－1 所列。通过比较可以看出，血清的电阻率最低，肌肉次之，肝、脑等组织的电阻率较高，脂肪和骨骼的电阻率最高。因此，当高频电流通过身体时，不会像均匀介质导体那样产生集肤效应。活动组织的阻抗与离体组织的阻抗不同，其值不仅取决于它本身的电性质，还取决于血液的含量。随着心脏的舒缩，组织中的血液量有规律地

变化着，则各组织阻抗也将有规律地变化着。

表 1－1　　几种组织的电阻率和电导率

组织名称		电阻率 Ω·m	电导率 S/m	组织名称	电阻率 Ω·m	电导率 S/m
心肌	有血	207～224	–	脑　灰质	480	–
	无血	–	50～107	白质	750	–
肺	呼气	401	5～55	肝	500～672	6～90
	呼气	744～766	–	脾	630	–
乳房	正常	430	–	骨骼肌	470～711	58～90
	乳癌	170	–	全血	160～230	56～85
肾	髓质	400		血清	70～78	105
	皮质	610	–	0.9%氯化钠	50	140
	脂肪	1808～2205	–			

不仅各种组织和器官有不同的阻抗，即便是同一组织，在不同频率下，其阻抗也不相同，组织的阻抗和介电常数随频率的变化见表 1－2 所列。若通以直流，则组织中的容抗为无穷大，电流全部流过电阻；若通以高频电流，则组织中的容抗较小，电流多数流过电容。因此，不同频率的电流流过细胞的分量各不相同。在实际测量组织的阻抗或设计治疗性仪器时，必须考虑这一因素。

表 1－2　　组织的阻抗和介电常数随频率的变化

组织名称	ε/1000			RωC		
	0.1kHz	1kHz	10kHz	0.1kHz	1kHzmn	10kHz
肺	450	90	30	0.02	0.05	0.13
肝	900	150	50	0.04	0.05	0.17
肌肉	800	130	50	0.04	0.06	0.21
心肌	800	300	100	0.04	0.15	0.32
脂肪	150	50	20	0.01	0.03	0.15

人体组织的阻抗值，表征着人体各组织和器官的机能状态。例如，人体乳房在正常情况下的电阻率与癌变情况下的电阻率相差很大。而疼痛的皮肤电阻比正常时的皮肤电阻低。所以，根据人体生物阻抗的变化情况，可以获得有价值的生物信息。

五、常用生理信号的特性

1. 心电信号

在正常人体内，由窦房结发出的一次兴奋，按一定的途径和时程，依次传向心房和心室，引起整个心脏的兴奋。因此，每一个心动周期中，心脏各部分兴奋过程中出现的生物电变化的方向、途径、次序和时间都有一定的规律。这种生物电变化通过心脏周围的导电组织和体液反映到身体表面上来，使身体各部位在每一心动周期中也都发生有规律的生物电变化，即为心电位。若把测量电极放置在人体表面的一定部位，记录出来的心脏电位变化曲线即为临床常规心电图（Electrocadiogram，简称 ECG）。因此，心电图可反映出心脏兴奋的产生、传导和恢复过程中的生物电变化。

心肌细胞的生物电变化是心电图的来源。但是，心电图曲线与单个心肌细胞的生物电变化曲线有明显的区别。

（1）单个心肌细胞的生物电变化。它是用细胞内电极记录方法得到的，它是同一细胞膜内外的电位差，包括膜的动作电位和静息电位。心电图的记录方法是细胞外记录方法，它测出的是已兴奋部位和未兴奋部位的膜两点之间的电位差，或者是已复极部位和尚处于兴奋状态的部位之间的电位差。当静息状态或肌膜各部位之间都处于兴奋状态时，膜外各部位之间就没有电位差，细胞外记录曲线呈等位线。

（2）心肌细胞生物电变化。它是单个心肌细胞在静息或兴奋时膜内外电位变化曲线，而 ECG 反映的是一次心动周期中整个心脏的生物电变化。因此，ECG 上每一瞬间的电位数值，都是很多心肌细胞电活动的综合效应在体表的反映，窦房结和房室结组织、心房、浦肯野纤维和心室组织等所表现出的各自特有的生物电活动。

心脏各区域生物电活动如图 1－5 所示。由图可看到各组织的单一细胞膜的生物电活动与典型心电图波形之间的时间关系。

与细胞内记录方法不同，心电图是在身体表面间接记录出来的心脏的生物电变化，所以电极放置不同，记录出来的心电图曲线也就不相同。

临床上为了统一和便于比较所获得的 ECG 波形，对测定 ECG 的电极位置和引线与放大器的连接方式有严格的统一规定，称为心电图的导联系统，简称导联。有关导联的方式和规定将随心电图机一起介绍。

2. 脑电信号

人的一切活动都是受中枢神经系统控制和支配的，中枢神经系统是由脑和脊髓所组成的。而人脑是中枢神经中高度分化和扩大的部分。在中枢神经系统中，有上行（感觉）神经通路和下行（运动）神经通路。依靠这两条传导通路，大脑不仅能接收周围事件的信息，而且能修改由环境刺激所引起的脊髓反射的反应。

脑和脊髓一样，都被浸溶在特殊的细胞外液（脑脊髓）中。与其他浸溶导体一

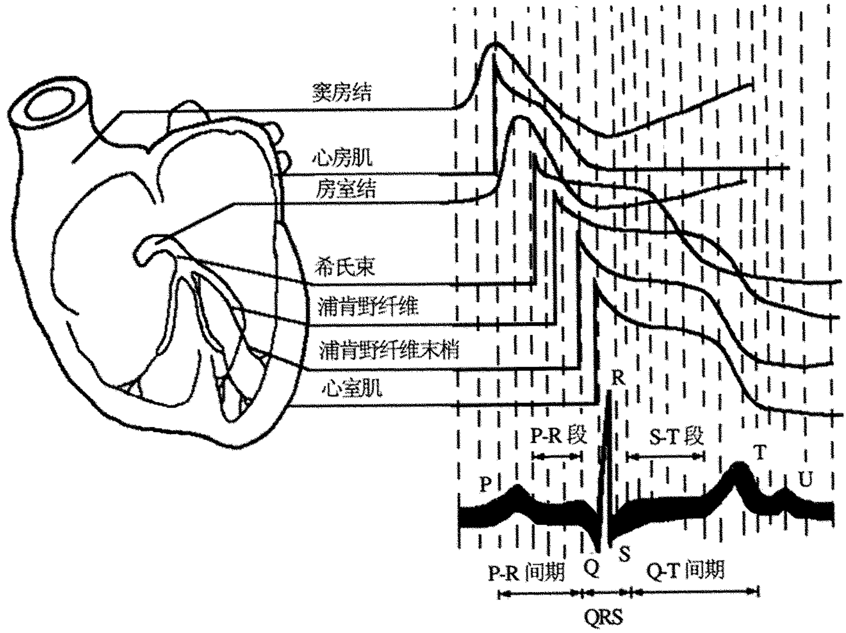


图 1－5　心脏各区域生物电活动

样，这些神经的电活动可被等效为一个偶极子。如果每一小单位体积被等效为一个偶极子，整个脑的总和等效偶极子即是全部偶极子的向量和。对应着这个偶极子，必定存在着一定的脑电场分布。通过测定脑容积导体电场电位的变化，可以了解脑电的活动情况，进而了解脑的机能状态。

由于大脑皮层的神经元具有这种自发生物电活动，因此可将大脑皮层经常具有的、持续的节律性电位变化，称为自发脑电活动。临床上用双极或单极记录方法在头皮上观察大脑皮层的电位变化，记录到的脑电波称为脑电图（electroencephalogram，简称 EEG）。若将头颅骨打开，直接在皮层表面引导的电位变化，称为皮层电图 ECOG（electrocortic－ogram）。上述从头皮或皮质层所记录到的波动的电位，都代表了由各种各样的活动神经元所产生的容积导体电场的叠加。

脑皮层表面的脑电波强度（相对于参考电极的描记）可以大到 10mV；而从头皮描记的只有 100μV 的较小的振幅，一般为 10～50μV。其频率范围为 0.5～100Hz。

正常人有四种脑电波形：α 波、β 波、θ 波及 δ 波。正常脑电波形如图 1－6 所示。国际上按不同的脑电波的重复节律，统一分类为：

α 波	8～13Hz	β 波	13～40Hz
θ 波	4～8Hz	δ 波	0.5～4Hz

正常人从头皮电极获得的 δ 波的幅度为 20～200μV，α 波的幅度为 20～100μV，波的幅度仅为 5～20μV。

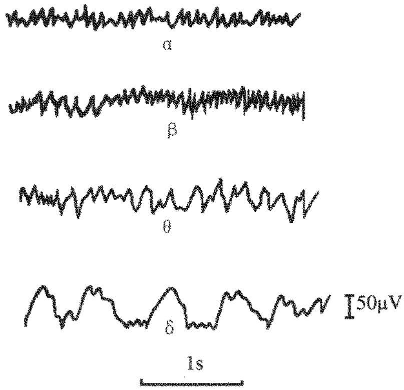


图 1-6　正常脑电波形

脑电波的频率特性比幅度特性在临床上更显得重要。正常人处于宁静、休息、清醒状态时，都可以测到 α 波；人在特殊紧张状态下，所测的 β 波可升到 50Hz：某些成年人在情绪不好，特别是失望、痛苦、压抑或遇到挫折时，会出现 θ 波；人在熟睡中或严重脑疾患者，会出现 δ 波。

由于人脑很复杂，脑电位波形中含有许多尚未被人们所认识的信息，因此对脑电图的临床应用，还有许多待研究的课题。

除了自发脑电波外，用刺激的方法能够引起大脑皮层局部区域电活动，称为脑的诱发电位 EP（elevoked potential）。通过视觉刺激、体感刺激、听觉刺激可以产生相应的三种诱发脑电位，即视觉诱发电位 VEP、体感诱发电位 SEP、听觉诱发电位 AEP。

脑电位测量主要用于脑病灶定位或确定病灶的活动性。临床上借助脑电波改变的特点，来诊断癫痫或探索肿瘤所在的部位。另外，由于诱发脑电位能反映人的智力状况（思维、记忆、注意、随意运动等），所以国内外都开展了对诱发脑电位的研究。有关脑电图测量时所用的导联方法，将在介绍脑电图机时一并介绍。

3. 肌电信号

用针形电极插入肌肉的运动终极（即神经肌肉接头处）及邻近部位，可出现 10 ~ μV 的不规则电压波形，称为微终极电位。肌肉做轻度收缩时所出现的肌电，称为运动单位电位。运动单位电位的大小与每一个单位区域内所含肌纤维的数量以及肌纤维和引导电极之间的距离有关。运动单位电位所占的时程，称为运动单位的时限，其大小与兴奋通过终极的传递时间以及肌纤维上传播的时间等因素有关，一般为 5 ~ 10ms。

人体的肌肉纤维浸泡在导电性能良好的组织液内，肌纤维本身又是很好的导体，所以任何部位的动作电位都在周围产生电场。所记录下来的肌电波形，并不是单根肌纤维的电活动，而是许多肌纤维电场在空间和时间上的叠加。我们将肌肉的

生物电活动形成的电位随时间变化的波形称为肌电图（Electromyogram，简称 EMG）。肌电活动是一种快速的电位变化，它的振幅在 20μV 至几个 mV，频率为 2Hz ~ 10kHz（上限一般取到 5kHz 即可）。

运动单位电位的波形有单相、双相、三相和多相之分。在正常的肌电图中，双相和三相电位占 80%，单相电位占 15%，多相电位占 4%以下。

单一运动单位的电位形状,可因疾病而有显著的变化。在周围神经发生病变时，肌肉经常会发生部分失神经状态,但随之而来的是神经的再生。再生神经纤维的传导速度,比健康状况下的传导速度慢得多。另外，在许多周围神经病变中，神经元的可兴奋性有了改变，神经传导速度将普遍减慢。结果导致神经冲动难以激发，即使被激发，此冲动也难以到达肌肉，则在肌电图上将引起散布和同步破坏现象。肌电波形如图 1－7 所示。图 1－7（a）为正常人肌肉的神经受到刺激时所记录到的深部肌电图，图 1－7（b）为非正常人（在病理情况下）测得的肌电图。从中可见，神经元的可兴奋性和沿神经的扩展速度的减低或消失，发生了明显的同步破坏。

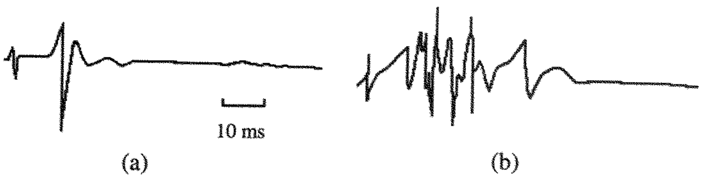


图 1－7　肌电波形

肌电图可以为骨骼肌及其神经支配的生理状况提供重要的信息。当运动单位发生各种病理变化时，均会出现异常肌电图波形。根据神经肌电活动的变化可以确定病变来自哪个部位、性质和病变程度等，对病理过程不同的各种疾病作出区别，以供诊断。

一般用体表法和微电极插入法记录肌电图。体表记录肌电图比较方便、简单，但不能记录深部肌肉的电位。同时，在记录体表肌电时，很容易受到其他体表电位的影响。在记录深部肌肉或记录某一运动单位的肌电图时，常采用单极、双极或多极的插入式电极来记录肌肉的一个小区域的局部电活动。

4. 其他生物电信号

（1）神经电位。人体中各种信息的传输和处理，都是由相应的神经进行的。神经中有任一信息时，必定伴随着相应的动作电位的产生和传导。动作电位在神经中的传导速度可以测量，测量神经传导速度的示意图如图 1－8 所示。沿神经的传导方向，在相距一定距离（D）的两点上放置两对电极（S_1-S_2），分别刺激运动神经，测得两个动作电位波形 V（t）。两电极间的距离是已知的，根据这两个动作电位波测得时间差（t_1-t_2），就可以确定出神经中的传导速度。动作电位波形 V（t）即是神经电图。

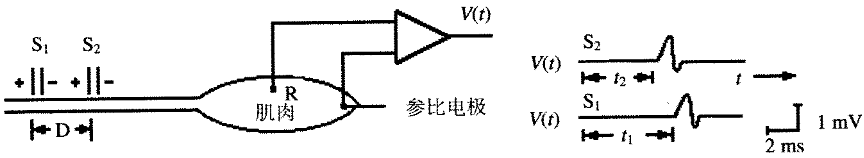


图 1-8　测量神经传导速度的示意图

记录神经电图，测量神经传导速度，对确定神经的机能状态具有较高的临床价值。

（2）皮肤电位。人体皮肤两点间存在的电位差称皮肤电位。它可随视、听、痛刺激以及情绪波动而变化，将这一过程称为皮肤电反射（Galvanicskinresponse，简称GSR）。皮肤电位活动是皮肤活组织代谢过程的表现，与机体汗腺活动有密切关系，汗腺活动直接受植物神经系统控制。

皮肤电位以手掌和脚掌处变化最大，前臂和耳垂内侧变化最小，常用前臂和耳垂作参考点放置参考电极，另一电极放在手掌等活动区。给予适当刺激，电位变化幅度可达 2～3mV，慢波持续时间为 10 min，快波持续时间约 1 min，波的形状与电极位置及皮肤机能状态有关。皮肤电位反射波形如图 1-9 所示。

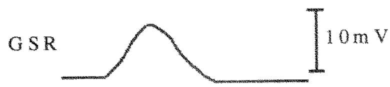


图 1-9　皮肤电位反射波形

（3）视网膜电位。将眼球看成是一个充满液体的球，视网膜是一层薄板样的生物电源，它紧贴在眼球的后部。当视网膜受到一次瞬间闪光刺激时，可以记录到视网膜内表面上的电位变化，称该电位的综合变化波形（包括 a、b、c、d 四种波）为视网膜电图（Electroretinograph，简称 ERG），视网膜电位波形如图 1-10 所示。

在记录视网膜局部区域的视网膜电图时，要考虑视网膜电图的所谓空间特性，对若干个视网膜区产生的视网膜电图的线性叠加等于这些区域同时受到刺激时所产生的单个视网膜电图。局部产生的 ERG 的电位幅度较小（0～1mV），必须做数据处理，才能得到较理想的局部视网膜电图。

从眼的电生理特性可知，除记录视网膜电图外还可记录眼电图，其差别在于：视网膜电图记录的是瞬间电位的变化，而眼电图记录一种恒定的存在于角膜之间的直流电位。

其他生物电位还有胃电位、耳蜗生物电位等，在此不一一介绍。

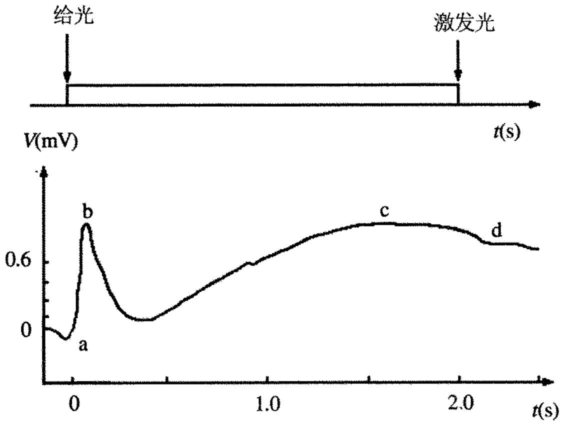


图 1－10　视网膜电位波形

第二节　人体生理参数测量的特点

区别于工程上的任何一个系统，人体系统是一个有生命的系统，因此在进行人体生理参数测量时，被测系统无论是整个人体还是某种组织器官或细胞，在测量过程中都要保持其生命活动的正常状态。另外，人体各种生理信号普遍的特点是强度非常弱、频率较低，而这种微弱的信号在测量过程中经常会受到各种各样噪声的干扰，例如测量心电信号时，其他生物电信号都会影响心电信号的测量。因此人体生理参数测量是一种强噪声背景下的微弱信号的测量。另外在测量时必须要考虑的另一个关键因素是安全问题，这是人体生理参数测量的限制性条件。

具体来讲，人体生理参数测量主要有以下几个特点。

一、被测生理量的难接近性

在活体测量中，有时因为没有适当的传感器——被测对象界面，许多重要的生理量难以进行测量，如目前还无法测量脑内神经的动态化学活动。所以在传感器的尺寸与被测量的有效空间相当时，或者不能在待测部位放置传感器时，就无法进行有效的测量。在这种情况下只能采用间接测量。使用间接测量时应当注意保持两个变量间的关系不变，并对测得的数据进行必要的修正。采用间接法测量的典型例子是利用染料稀释法、热稀释法或阻抗法间接测出染料、热量及阻抗的变化，从而推算心输出量的大小。

二、生理参数的变异性

人体上测量的生理变量即使在许多可控因素不变的条件下仍然会呈现出随时间变化的情况，这主要是由于该变量还与其他不确定的变量有关，所以生理变量不能认为是严格的定值，而应该用统计或概率分布的形式来说明。

三、生理系统之间的相互作用

在人体的主要生理系统中存在大量的反馈环节，因此在已知系统和主要生理系统之间有着密切的联系。例如刺激已知系统某一部分的结果，一般会以某种方式影响该系统的其他部分，同时影响另外的系统。因此在测定人体某部分的机能状态时，必须考虑与之相关因素的影响。要选择适当的检测方法，消除相互影响，保持人体的系统性相对稳定。

四、噪声特性

从人体拾取的生物信号不仅幅度微小，而且频率也低。因此，对各种噪声及漂移特性的限制和要求就十分严格。常见的交流感应噪声和电磁感应噪声危害较大，必须尽量采取各种抑制措施，使噪声影响减至最小。一般来说，限制噪声比放大信号更有意义。

五、生理机能的自然性

在检测时，应防止仪器（探头）因接触而造成被测对象生理机能的变化。因为只有保证人体机能处于自然状态下，所测得的信息才是可靠的、准确的。当把传感器置于血管内测量血流信息时，若传感器体积较大，会使血管中流阻变大，这样测得的血流信号就不准确，不可靠。同样，若作长时间的测量，就必须充分考虑生物体的节律、内环境稳定性、适应性和新陈代谢过程的影响。若在麻醉状态下测量，还需要注意麻醉的深浅度对生理机能的影响。

为了防止人体机能的人为改变，可对人体作无损测量。一般是进行体表的间接测量或从体外输入载波信号，从体内对信号进行调制来取得信息。

所以，无损测量可以较好地保持人体生理机能的自然性。

六、安 全 性

人体生理信号测量的检测对象是人体，应确保电气安全、辐射安全、热安全和机械安全，使得操作者和受检者均处于绝对安全的条件下。有时因误操作而危害检测对象也是不允许的，所以安全性与操作有内在关系。通常解决安全问题主要考虑以下三个方面的因素。

（1）测量中施加于人体的各种能量。为了测量和收集生物体信息，诊断和治疗疾病，经常将各种能量施加于人体组织，如通过人体的电流、X 射线、超声波、高频能量和加速粒子等。各种能量对人体的作用不同，应对能量的种类、施加部位、强度、作用时间，以及诸如频率、波形等各种参数进行认真仔细的研究，作出明确的规定，保证病人的安全。

（2）测量的精确度和可靠性。人体生理参数测量的精确度和可靠性直接关系到疾病诊断和治疗的正确与否，直接关系到病人的生命安全，因此必须特别注意。例如心电图记录的准确性、生命维持设备的可靠性、植入体内的设备的绝缘性以及与人体组织的相容性等等，都关系到病人的生命安全，因此对于人体生理参数测量而言，尤其作为诊疗设备，其精确度和可靠性与一般的工业设备相比，无疑更加重要。

（3）电子测量中的电击。超过一定数量的电流流过人体，就会对人体组织器官造成伤害，严重的会造成病人死亡，这就是通常所说的电击。因此在实际测量过程中必须注意防止电击的发生。关于这部分内容，我们将在第 7 章中详细介绍，在此就不赘述了。

第三节　医用电子仪器的结构与技术指标

医用电子仪器是指检测人体各种生理参数，并对其进行处理，然后供医生对病人的疾病进行诊断治疗的仪器。由于人体各种生理参数具有幅度低、频率低、存在较强的噪声背景的特点，因此用于检测不同生理参数的医用电子仪器在原理、结构和性能指标方面具有一定的共性。本节主要介绍医用电子仪器一般的原理结构，并给出衡量仪器性能优劣的技术指标。

一、医用电子仪器的结构

一般来说，生理信号从人体检测出来到最终以一种可视化的方式表示出来供医生诊断治疗，需要经过信号检测、预处理、信号处理、显示记录各个环节，另外有些仪器还需要施加刺激、反馈、控制等环节。医用电子仪器的结构方框图如图 1－11 所示。医用电子仪器一般包括信号采集、信号预处理、信号处理、记录/显示、数据处理、反馈/控制、刺激激励等几个环节。

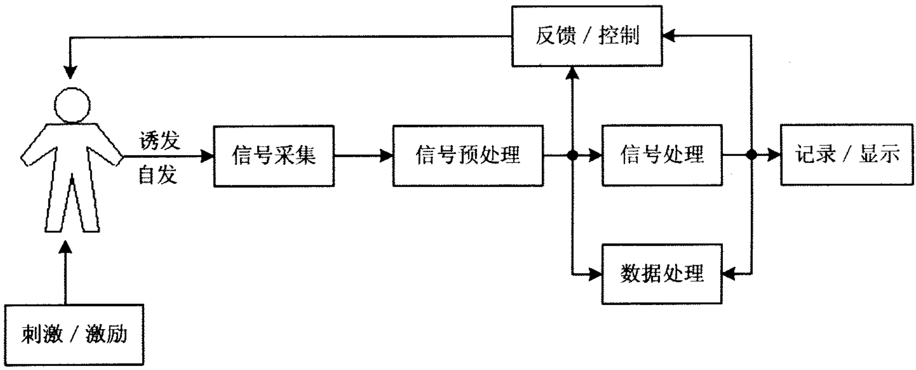


图 1－11　医用电子仪器结构方框图

1. 信号采集

信号采集的任务主要由传感器来完成，传感器的作用是检测人体各种生理参数并将其不失真地转换为电信号。医用电极的作用是直接从生物（人）体上提取电信号，它实质上是将人体内部的离子电流转换为仪器中的电子电流，因此也可以当做一种传感器。

人体内部有各种生物电信号、血压、体温、呼吸等物理信号，也有离子浓度、血氧饱和度、氧分压、二氧化碳分压等化学量，还有 DNA、RNA 等生物量，因此医用电子仪器所用的传感器原理也各不相同。根据测量的参数的不同，可以将传感器分为物理传感器、化学传感器和生物传感器。有关传感器的原理、结构和应用将在第 2 章详细描述。

根据人体生理参数测量的特点，传感器应该尽可能做到无创性，不影响人体正常的机能，同时还要做到准确性。

由于传感器是医用电子仪器系统的第一个环节，其采集的生理信号质量的好坏直接影响整机的性能，在整个系统中占有举足轻重的作用，所以关于传感器的设计和选择至关重要。

2. 信号预处理

由于人体信号幅度和频率都比较低，很容易受到空间电磁波以及人体其他生理

信号的干扰，因此在对其进行变换、分析、存储、记录等处理之前，应该进行一些预处理，以保证测量结果的准确性。一般预处理包括利用过压保护电路防止输入的高电压损坏仪器及利用高频滤波电路滤除空间电磁波及人体其他生理信号的干扰，但最主要的是将传感器获得的信号加以放大，同时减小噪声和干扰信号以提高信噪比，对有用的信号中感兴趣的部分，实现采样、调制、解调、阻抗匹配等。“放大”在信号预处理中是第一位的。根据所测参数和所用传感器的不同，放大电路也不同。用于测量生物电位的放大器称为生物电放大器，生物电放大器比一般的放大器有更严格的要求。

3. 信号处理

这部分是系统最核心的部分，一般通过 A/D 变换器将放大后的模拟信号转换成为数字信号送入计算机或微处理器进行处理，包括信号的运算、分析、诊断、存储。

(1) 计算。如在体积阻抗法中由体积阻抗求差、求导最后求出心输出量。

(2) 叠加。以排除干扰，取得有用的信号。

(3) 做更多更复杂的运算和判断。例如对心电信号的自动分析和诊断，消除各种干扰和假象，识别出心电信号中的 P 波、QRS 波、T 波等，确定基线，区别心动过速、心动过缓、早搏、漏搏、二连脉、三连脉等。

(4) 建立生理系统的数学模型。以规定分析的过程和指标，使仪器对病人的状态进行自动分析和判断。

(5) 存储。将被测生理量的数字信号存储在仪器内置的存储器中，可以随时调阅、分析、输出。

4. 数据处理

对仪器相关的一些数据进行分析处理，例如接收用户和各部分电路的控制信号执行相应的操作等。

5. 记录/显示

记录/显示部分的作用是将处理后的生物信息变为可供人们直接观察的形式。医用电子仪器对记录/显示系统的要求是：记录/显示的效果明显、清晰，便于观察和分析，正确反映输入信号的变化情况，故障少，寿命长，与其他部分有较好的匹配连接。

记录/显示设备按其工作原理不同，可以分为以下几类。

(1) 直接描记式记录器。主要用来记录各种生理参数随时间变化的模拟量，可分为描笔偏转式和自动平衡式两种类型。

描笔偏转式记录器结构简单、成本低，在心电图机、脑电图机及心音图机中得到广泛使用。其工作原理是利用永久磁铁形成固定磁场，磁场内放置有上下轴支撑的线圈。当有信号电流流过线圈时，线圈受到电磁力矩作用而偏转，并带动与它同轴连接的描笔发生偏转，在记录纸上描出波形图。螺旋形弹簧亦称盘香弹簧，其作

用是形成与使线圈偏转的电磁力矩相反的力矩，维持描笔平稳地描记下各种波形。

自动平衡式记录器结构复杂，频响范围窄。其优点是记录幅度大、精度高、可与计算机连接。一般用于记录体温、血压、脉搏等监护仪器上。它可分为电桥式、电位差式和 X－Y 记录仪三种类型。其描笔的移动距离亦正比于记录信号的大小。

直接描记式记录器在记录时，都是记录纸在描笔下做匀速直线运动，因此都配有记录纸传动装置。另外，描记笔分为墨水笔和热笔两种。热笔是利用笔心发热，在热笔与记录纸接触处熔掉记录纸面膜，露出记录纸的黑底色，形成波形曲线图。

（2）磁记录器。磁记录器发展很快，在生理参数测量和病人监护中应用较多，它的工作原理基本与磁带录音原理相同。因对被记录信号的处理方法不同而分为模拟式和数字式两种。

把输入的被记信号，按原样进行磁化记录的称为模拟式磁带记录器，类似一部录音机。

把输入的被记信号，先进行取样，模/数转换成数字信号，记录在磁带（盘）上；重放时作相反处理变换为模拟信号，称它为数字式磁记录器。现在已有小型化的盒式数字磁带记录器与微机配套使用。

（3）数字式显示器。是一种将信号以数字形式显示供观察的显示器，一般由计数器、译码器、驱动器和数码管（显示器）等组成。其中显示器分为荧光数码管和液晶显示器两种。

荧光数码管是外形与电子管相似的电真空器件。荧光数码管的结构及原理如图 1－12 所示。图(a)为外形图，图(b)为管脚排列图，图(c)为发光原理图。

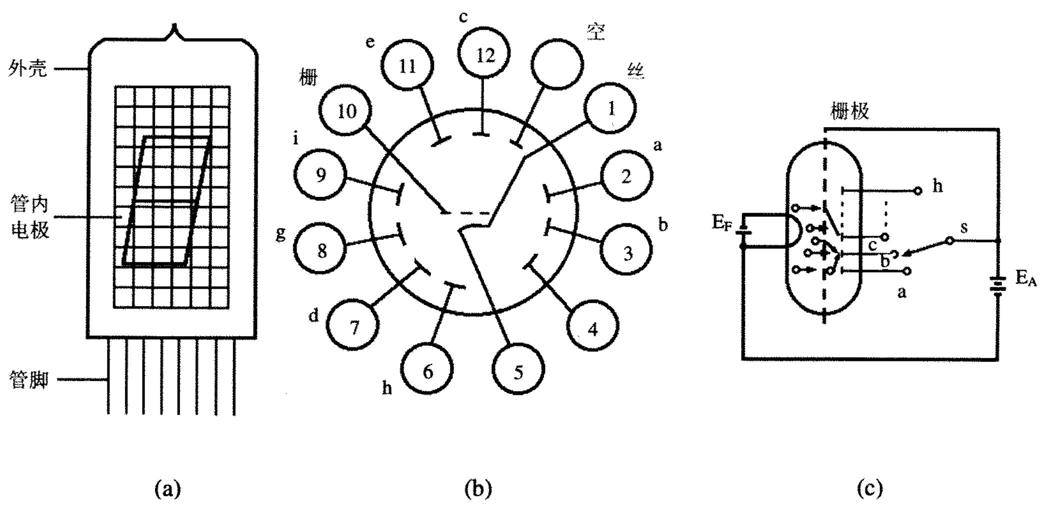


图 1－12　荧光数码管的结构及原理

当灯丝通电后，阴极（灯丝兼作阴极）被加热而发射电子，电子受栅极正电位吸引，加速穿过网状栅极向阳极运动，若阳极 b 接有高电位，则这些电子以高速轰

击该阳极。因阳极表面涂有一层荧光粉（如氧化锌），在高速电子的轰击下，此阳极便发光，其他未加高电位的阳极因无电子轰击而不发光。对这种七段式数码管，可以排列出不同发光段的多种组合，显示出 0～9 的数字。

液晶显示器的液晶是一种有机化合物，在一定温度内，液晶既具有液体的流动性，又具有晶体的某些光学特性，其透明度和颜色随电场、磁场、光、温度等外界条件的变化而改变。液晶的特性如图 1－13 所示。

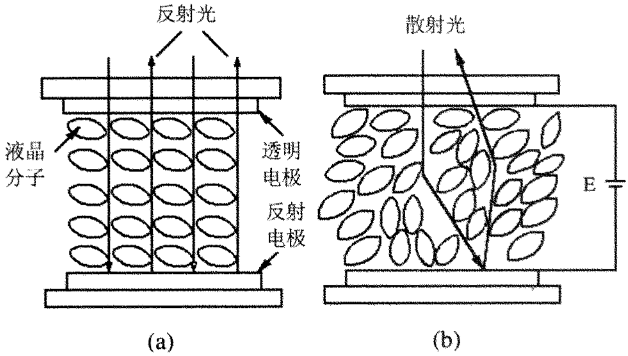


图 1－13　液晶的特性

在两电极间夹持一薄层液晶，液晶分子在没有外电场作用时呈有序排列，如图 1－13（a）所示，此时液晶对入射光无散射作用为透明色。当两电极间加上外电场时，由于杂质离子的运动而不断撞击液晶分子，使原来有序排列的液晶分子变成无序的紊乱状态，如图 1－13（b）所示，则对入射光产生散射，使原来透明的液晶呈现颜色（白或绿等色）。当去掉两电极上所加电场后，液晶即恢复有序排列状态。分段式或点阵式液晶数码显示器即利用液晶这一特性制成。七段式液晶显示器的结构及原理如图 1－14 所示。图（a）为截面图，图（b）为反面电极图，图（c）为正面电极图。利用给正面电极与反面电极加上电压的不同组合，可以显示出相应数字。

（4）CRT 显示器。使用示波管和显像管构成的 CRT 显示器，现在已在医学仪器上普遍使用，CRT 显示器的工作原理我们就不赘述了。

6. 反馈控制

控制部分主要指协调仪器各部分的正常工作，对用户而言是仪器面板上的各种控制键，仪器内部则是一些控制电路或者微处理器，甚至是计算机系统。在医用电子仪器里控制和反馈的应用分为开环和闭环两种调节控制系统。手动控制、时间程序控制均属开环控制：通过反馈回路对控制对象进行调节的自动控制系统为闭环控制系统。

7. 刺激激励

一般测量的心电信号、脑电信号等生理信号都是人体自发的信号，这种情况不

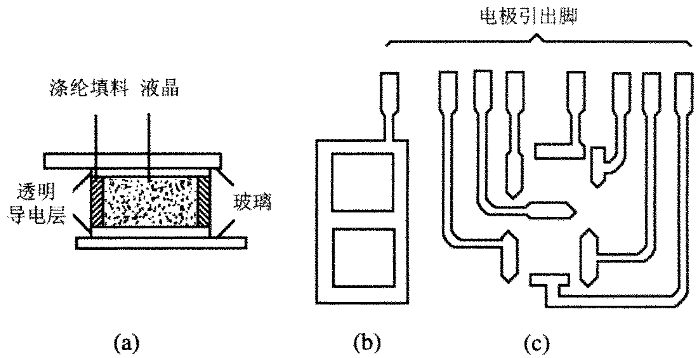


图 1-14　七段式液晶显示器的结构及原理图

需要外加刺激。但是有时给人体外加一定的刺激以后，这些刺激会产生一些诱发信号，这种诱发信号在临床疾病的诊断治疗上有非常重要的作用。如测量运动神经传导速度、测量视觉神经功能等等，就需要给病人施加刺激，关于这类诱发信号的指示我们会在相关章节作详细介绍。

另外有些参数的测量需要外加一些刺激才能进行，例如测量血压时需要通过袖带给病人肱动脉加上一定压力，才能检测血压大小，因此此时也需要有刺激激励部分。

二、医用电子仪器的静态特性

为了评定医用电子仪器性能的优劣，也为了能够对仪器是否合格进行准确的计量判定，需要有一定的评价标准。根据仪器对输入信号频率的响应可将仪器的性能指标分为静态特性和动态特性两大类。医用电子仪器的静态特性是描述仪器直流或较低频率时的性能，动态特性是使用微积分方程来描述仪器的品质。它们分别在输入恒定低频及阶跃信号时，由输出信号特性来描述仪器的性能。

1. **精度**

精度是衡量仪器测量系统误差的一个尺度。仪器的精度越高，说明它的测量值与理论值（或实际值、固有值）间的偏离越小。精度可理解为测量值与理论值之间的接近程度。所以，精度定义为

$$k\% = \frac{\triangle A}{A_{max} - A_{min}} \times 100\%$$

式中，AA **为仪器在满刻度范围内的最大绝对允许误差，**A_{max} **和** A_{min}**。分别为仪器上下限对应值。**

精度等级代表的误差是指在规定的使用条件下，用该仪器测量的最大可能误差，即极限误差。影响精度的因素有以下几个方面。

（1）电子元器件公差引起的误差。

（2）由摩擦引起的机械误差。

（3）由漂移或温度变化引起的误差。

（4）有些仪器中，由于大气压或温度变化引起的误差。

（5）由频率响应范围差引起的误差。

（6）由视差或不适当照明或过宽的墨水描迹引起的读数误差等。

还有两个附加的误差源不应忽略，一个是仪器的零点校正，在大多数仪器中零点或基线都可能偏移，所以在每次使用仪器之前必须进行平衡或调零。另一个是仪器对被测参数的影响，在活体测量时更应注意。

2. 精密度

精密度是指仪器对测量结果区分程度的一种度量。用它可以表示出在相同条件下，用同一种方法多次测量所得数值的接近程度。它不同于精度，精密度高的仪器其精度未必一定高。若两台仪器，在相同条件下使用，就容易比较出精度与精密度的不同。

有些场合，将精密度和准确度合称为精确度（精密准确度），作为一个特性来考虑时，其含义不变，仍包括上述两个方面。

3. 分辨力

能够实测到的最小增量称为分辨力，分辨力表示能够分清几乎相等量值的程度，如果从零开始，那么阈值就是分辨力。

4. 输入阻抗

医学仪器的输入阻抗与被测对象的阻抗特性、所用电极或传感器的类型及生物体接触界面有关。通常称外加输入变量（如电压、力、压强等）与相应变量（如电流、速度、流量等）之比为仪器的输入阻抗。

若仪器使用传感器进行非电参数测量，对于一个压力传感器而言，其输入阻抗 Z 为被测量的输入变量 X_1 和另一固有变量 X_2 的比值。即

$$Z = \frac{X_1}{X_2}$$

其功率 P 为

$$P = X_1 \times X_2 = \frac{X_1^2}{Z} = Z \times X_2^2$$

由于生物体能提供的能量有限，即为了减少功率 P，应尽可能地提高输入阻抗 Z，从而使被测参数不发生畸变。

应用体表电极的仪器，要考虑到体电阻、电极—皮肤接触电阻、皮肤分泌液电阻、皮肤分泌液和角质层下低阻组织的电容、引线电阻和放大器保护电阻，以及电极极化电位等的影响。

一般信号输入回路的阻抗主要取决于电极—皮肤接触电阻。接触电阻因人而

异，与汗腺的分泌情况及皮肤的清洁程度等有关，一般在 $2\times150\mathrm{k}\Omega$ 之间。引线和保护电阻一般为 $10\sim30\mathrm{k}\Omega$ 之间，在低频情况下，忽略电容的影响，则体表电极等效电阻可达 $10\sim150\mathrm{k}\Omega$。因此，生物电放大器的输入电阻应比它大 100 倍以上才能满足要求，一般为 1MΩ、5.1MΩ 或 10MΩ。若用微电极测量细胞内电位时，因微电极阻抗高达数十兆欧至 200MΩ，因此要求微电极放大器的输入阻抗应在 $10^9\Omega$ 以上才能满足要求。

5. 线性

仪器输出响应的波形与输入信号相同，幅度随输入量同样倍数变化时，该系统称为线性系统。反之，如系统响应波形有变化时，称为非线性系统。在线性系统（仪器）中，灵敏度对所有输入的绝对电平都是相同的，并可以应用叠加原理。

在医学参数测量中，总是希望仪器的输入输出特性是线性的，但实际仪器一般都是非线性系统。仪器理想的线性通常由理论计算出来或者用最小二乘法作回归直线来描述，由离开最小二乘法回归直线的最大偏移表示成读数的 ±A% 或满标度的 ±B%，对后者可以用下式表示：

$$L=\frac{(A_t-A_i)_{max}}{A}\times100\%$$

式中，A_t 为测量值，A_i 为与输出测量值对应的理想输出值，A 为仪器测量范围的最大输出值。

6. 灵敏度

仪器的灵敏度是指输出变化量与引起它变化的输入变化量之比。当输入为单位输入量时，则此时的输出量的大小即为灵敏度的量值。所以，灵敏度与被测参数的量值无关，当输出变化一定时，灵敏度愈高的仪器对微弱输入信号反应的能力愈强。

$$k=\frac{\triangle U_o}{\triangle U_i}$$

式中 k 为灵敏度，$\triangle U_i$ 为输入变化量，$\triangle U_o$ 为输入变化量对应的输出变化量。对于线性系统，在全量程范围内灵敏度为常数。

7. 信噪比

除被测信号之外的任何干扰都可称为噪声。这些噪声有来自仪器外部的，也有电路本身所固有的。外部噪声主要来自电磁场的干扰。内部噪声主要来自电子器件的热噪声、粒散噪声和 1/f 噪声。

仪器中的噪声和信号是相对存在的。在具体讨论放大电路放大微弱信号的能力时，常用信噪比来描述在弱信号工作时的情况。信噪比定义为信号功率 P_s 与噪声功率 P_N 之比，即

$$\frac{S}{N}=\frac{P_s}{P_N}$$

检测生物信号的仪器，要求有较高的信噪比。为了便于对信噪比做定量比较，常以输入端短路时的内部噪声电压作为衡量信噪比的指标，即

$$U_N I = \frac{U_{NO}}{A_U}$$

式中，$U_N I$ 为输入端短路时的内部噪声电压，$U_N O$ 为输出端噪声电压，A_U 为电压增益。常用对数形式来表示：

$$U_{NI} = 201g\frac{U_{NO}}{A_{Ui}} \text{（dB）}$$

由于放大器不仅放大信号源带来的噪声，也放大自身的固有噪声，这样输出端的信噪比就要小于输入端的信噪比。

8. 零点漂移

仪器的输入量在恒定不变（或无输入信号）时，输出量偏离原来起始值而上下漂动、缓慢变化的现象称为零点漂移。

这是由于环境温度及湿度的变化、滞后现象、振动、冲击和不希望的对外力的敏感性、制造上的误差等原因造成的，其中温度影响尤为突出。

9. 共模抑制比

共模抑制比（CMRR）是衡量诸如心电、脑电、肌电等生物电放大器对共模干扰抑制能力的一个重要指标。因此，定义衡量放大差模信号和抑制共模信号的能力为共模抑制比，用下式表示：

$$\text{CMRR} = \frac{A_d}{A_e}$$

式中，A_d 为差模增益，A_c 为共模增益。

共模抑制比主要由电路的对称程度决定，也是克服温度漂移的重要因素。在医学仪器中，我们经常将共模抑制比分为两部分分开考虑，即输入回路的共模抑制比和差分放大电路的共模抑制比。各种提高共模抑制比的方法，将在以后学习具体仪器时作详细介绍。

三、医用电子仪器的动态特性

人体中只有少数生理信号是恒定或缓慢变化的，因此大多数医用电子仪器处理的信号都是随时间变化的。另外，由于仪器系统特性的限制，实际测得的结果与真实值之间会有一定的误差，这个误差可能是由于仪器的动态特性引起的，因此有必要研究医用电子仪器的动态特性。

对于连续的线性系统，可用微积分方程来描述动态的输入输出关系，即用传递函数来描述。知道系统的传递函数，就可求出系统的输入信号的响应。评价仪器动态特性的方法一般有暂态和稳态两种，暂态用阶跃信号作为输入信号，稳态用正弦

信号作为输入信号，来求取输出响应。

医用电子仪器根据传递函数的形式可以分为零阶、一阶、二阶和高阶仪器，阶数越高，其解越复杂，一般医用电子仪器都是二阶或高阶的低通仪器。若作一些简化假设，很多高阶仪器可以近似作为二阶仪器处理。

第二章　医用传感器

医学和生物医学的实践，经常要求测量人体或生物组织的大小、形状、位移、温度等非电量和生理参数，完成这一任务可运用医用传感器。医用传感器是一种借助工程技术的方法，将非电量的生物参数转换成电量的转换器件。例如人体器官或组织的空间尺寸的变化，可以借助医用传感器将其转换成电阻、电感或电容的变化，或通过压电效应传感器转换成电荷或电流的变化。而人体组织各个部分的温度的细微变化，可以通过热敏电阻、热电偶或液晶测温的方法进行测量。目前临床上和生物医学研究中，应用工程技术的方法制成了各式各样的医用传感器，给临床诊断和生物医学的研究提供了方便。本章着重介绍常见的医用传感器的原理和结构。在介绍医用传感器之前，首先介绍一下应用医用传感器进行测量时所经常用到的电子线路的基础知识。

第一节　交、直流电桥

通常根据电桥供电电源的不同，电桥可分为交流电桥和直流电桥。一般用直流电桥测量电阻，而用交流电桥测量电感和电容。

根据电桥输出的不同，也可以把电桥分成平衡电桥和不平衡电桥，平衡电桥用来测量固定的电阻、电感和电容，而不平衡电桥用来测量连续变化着的电阻、电感和电容。在生物医学的测量中，这两种工作形式的电桥都被广泛使用着。

电桥线路的种类很多，但是基本原理相同，都是以四臂电桥为基本线路推演出来的。现以四臂电桥为例，求其电桥平衡条件，图 2－1 给出了四臂电桥电路，电路中 Z_1、Z_2、Z_3、Z_4、为四个桥臂阻抗，Z_y 为指示器的阻抗，U_i 为 C、D 两端加的电源电压，AB 两端接指示器，指示器中流过的电流的正方向如图所示。

为了求出电桥的平衡条件，现取三个回路，如图所示，各回路电流分别为 i_1、i_2、i_3，流过 Z_y 的电流为

$$i = i_2 - i_3$$

三个回路方程为

$$(Z_2 + Z_3)\ I_1 - Z_2 I_2 - Z_3 I_2 - Z_3 I_3 = U_i$$

$$-Z_2I_1 + (Z_1+Z_2+Z_y)I_2 - Z_yI_3 = 0$$
$$-Z_3I_1 - Z_yI_2 + (Z_3+Z_4+Z_Y)I_3 = 0$$

运用行列式求解上列方程得

$$I = \frac{U_i}{\triangle_0}(Z_2Z_4 - Z_1Z_3)$$

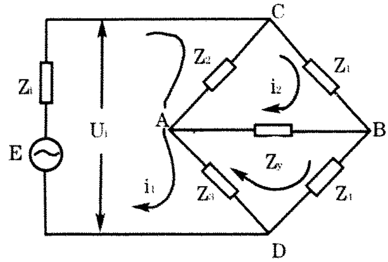


图 2－1 四臂电桥的原理电路

其中

$$\triangle_0 = \begin{vmatrix} Z_3+Z_2 & -Z_2 & -Z_3 \\ -Z_2 & Z_1+Z_2+Z_3 & -Z_y \\ -Z_3 & -Z_y & Z_3+Z_4+Z_y \end{vmatrix}$$

由电路可知，当 $I=0$ 时，电桥达到平衡。此时，

$$Z_2 \cdot Z_4 = Z_1 \cdot Z_3$$
$$Z_2/Z_1 = Z_3/Z_4$$

该式即为电桥平衡条件的一般表示式。因为

$$Z_1 = |Z_1|e^{j\phi_1}$$
$$Z_2 = |Z_2|e^{j\phi_2}$$
$$Z_3 = |Z_3|e^{j\phi_3}$$
$$Z_4 = |Z_4|e^{j\phi_4}$$

将上面四式，代入上式，得

$$|Z_1| \cdot |Z_3| = |Z_2| \cdot |Z_4|$$
$$\phi_1 + \phi_3 = \phi_2 + \phi_4$$

上式为电桥的幅度平衡条件和相位平衡条件。调整电桥时，应使电桥同时满足幅度平衡和相位平衡时，电桥才能处于平衡状态。

而在直流电桥中，由于各臂仅有电阻成分，而无电抗成分，故只需考虑电桥的幅度平衡，不需考虑相位平衡条件。对于直流电桥，其平衡条件为

$$R_2 \cdot R_4 = R_1 \cdot R_3$$

利用上述电桥的平衡条件，可以测量通过传感器所转换成的电阻、电感和电容

的大小，或利用电桥的不平衡状态，测量通过传感器所转换成的变化着的电阻、电感和电容的数值。后者主要用于对非电量生理参数的连续测量。

一、应用平衡电桥测量电阻、电感和电容

（一）测量电阻

如图 2-2 所示，该电桥称为惠斯登电桥（wheatstone bridge），电桥的平衡条件为

$$R_x \cdot R_1 = R_2 \cdot R_4$$

$$R_x = \frac{R_2 * R_4}{R_1}$$

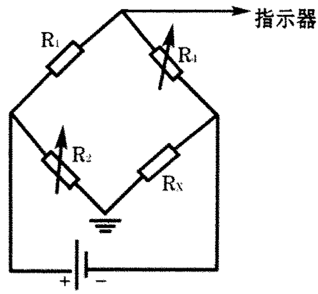


图 2-2　惠斯登电桥

一般取 R_1，为固定电阻，取 R_2 为调节平衡的可变电位器，取 R_4 为改变量程的倍率选择电阻。因而可通过调节倍率选择旋钮改变 R_4，然后调节平衡旋钮 R_2，使电桥达到平衡。

有时测量电阻时也有采用 50 周交流电源，这种较低的电源频率可以避免寄生电感对测量的影响。

（二）测量电感

一般根据电感线圈 Q 值的不同，采用二种测量电路。对于空芯线圈，由于其低频时 Q 值较低，一般采用马氏电桥，如图 2-3（a）所示，对于带有铁芯的线圈，在低频时 Q 值较高，一般采用海氏电桥，如图 2-3（b）所示。

由电路（a）可知，马氏电桥的平衡条件为

$$L_X = R_2 \cdot R_4 \cdot C$$

$$R_x = \frac{R_2 \cdot R_4}{R_3}$$

$$Q_x = \frac{\omega L_x}{R_x} = \omega R_3 C$$

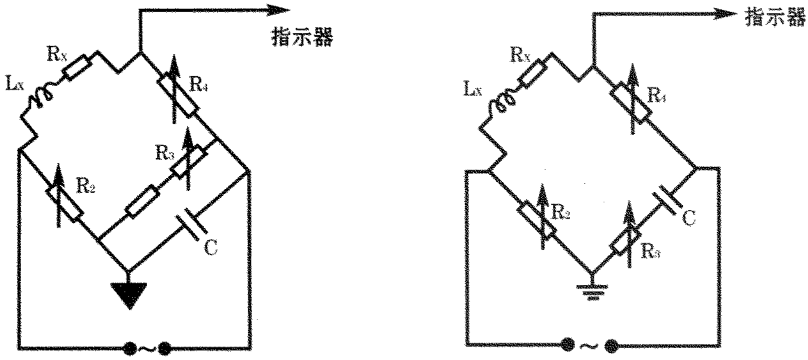


图 2－3　测量电感的电桥电路

由电路（b）得海氏电桥平衡条件为

$$L_x = \frac{R_2 \cdot R_4 \cdot C}{1 + (\omega R_3 C)^2}$$

$$R_x = \frac{R_3 \cdot R_2 R_4 \cdot (\omega C)^2}{1 + (\omega RC)^2}$$

$$Q_x = \frac{\omega L_x}{R_x} = \frac{1}{R_3 \omega C}$$

当 Q 值很高时，上式或可简化成：

$$L_x = R_2 R_4 C$$

$$R_x = R_2 \cdot R_4 \cdot R_3 (\omega C)^2$$

$$Q_X = \frac{1}{R_3 \omega C}$$

由此可见，这两种电路的 L_x 都可由 R_2、R_4 和 C 的大小来决定。一般 C 为固定值，故 L_x 可用 R_2、R_4 的刻度直接读出，另外，与 C 相串联的电阻 R_3 用以调节相位平衡，可直接进行刻度以表示被测线圈的 Q 值。

（三）测量电容

测量电容的电路如图 2－4 所示，该电桥也称为电阻比率式电桥。

电阻比率电桥的平衡条件可由电路求出，得

$$C_x = \frac{R_3}{R_4} C$$

$$R_x = \frac{R_4}{R_3} R_2$$

$$tg\delta_x = \frac{1}{Q_x} = \omega R_x C_x = \omega R_2 C$$

一般选取 C 为固定电容，改变电阻 R_3 来调节电抗平衡，可用 R_3 的度盘刻度表

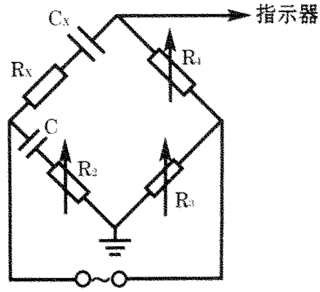


图 2－4　测量电容电桥

示 C_x 的数值。改变倍率读数电阻 R_4 用以改变量程。另外，当 C 固定时，在电源频率为已知的条件下，则串接在 C 上的可变电阻 R_2 的度盘刻度即可用来表示被测电容的损耗因数 $tg\delta$ 的大小。

二、应用不平衡电桥测量变化着的电阻、电感和电容

在生物医学中有些生理参数（例如人体组织或器官的位移）是一些连续变化着的物理量，对这些连续变化的物理量可以借助不平衡电桥进行检测。与平衡电桥相比，不平衡电桥的精度要差一些，但它能连续地直接显示出被测量数值变化，使用也很方便，故在生物医学的测量中得到了广泛的应用。现将不平衡电桥的基本原理作一简要地介绍。

根据前面电桥基本理论推导中所得到的关系式

$$I = \frac{U_i}{\triangle_0}(Z_4 \cdot Z_2 - Z_1 \cdot Z_3)$$

其中

$$\triangle_0 = \begin{vmatrix} Z_3 + Z_2 & -Z_2 & -Z_3 \\ -Z_2 & Z_1 + Z_2 + Z_3 & -Z_y \\ -Z_3 & -Z_y & Z_3 + Z_4 + Z_y \end{vmatrix}$$

将$\triangle_0$ 展开，得

$$\triangle_0 = Z_y(Z_2 + Z_3)(Z_1 + Z_4) + Z_1 \cdot Z_4(Z_2 + Z_3) + Z_2 \cdot Z_3(Z_1 + Z_4)$$

即

$$I = \frac{= U_i(Z_2 \cdot Z_4 - Z_1 \cdot Z_3)}{Z_y(Z_2 + Z_3)(Z_1 + Z_4) + Z_1 Z_4(Z_2 + Z_3) + Z_2 \cdot Z_3(Z_1 + Z_4)}$$

电桥输出电压为

$$U_0 = IZ_y = \frac{U_i Z_y(Z_2 \cdot Z_4 - Z_1 \cdot Z_3)}{Z_y(Z_2 + Z_3)(Z_1 + Z_4) + Z_1 Z_4(Z_2 + Z_3) + Z_2 Z_3(Z_1 + Z_4)}$$

上两式表示不平衡交流电桥的输出电压、输出电流与桥路中四臂阻抗的基本关系。

当电桥四臂为电阻时，即采用直流电桥进行测量时，其输出电压，输出电流与四臂电的关系可用下面二式表示：

$$I=\frac{U_i\ (R_2R_4-R_1R_3)}{R_y\ (R_2+R_3)\ (R_1+R_4)\ +R_1R_4\ (R_2+R_3)\ +R_2R_3\ (R_1+R_4)}$$

$$U_0=\frac{U_iR_y\ (R_2R_4-R_1R_3)}{R_y\ (R_3+R_3)\ (R_1+R_4)\ +R_1R_4\ (R_2+R_2)\ +R_2R_3\ (R_1+R_4)}$$

由上可知，对于直流电桥或交流电桥，总希望在相同的输入量变化的条件下，得到较大的输出电压或电流，并希望输出量与输入量之间成线性关系，也就是说，希望电桥的灵敏度高，线性关系好。

在生物医学测量中，将医用传感器接入桥路作为桥臂，一般有如下几种接法。

单臂工作电桥　即电桥一臂接入传感器，其他三臂采用固定电阻，例如利用热敏电阻测温即是单臂工作电桥，如图 2－5 所示。

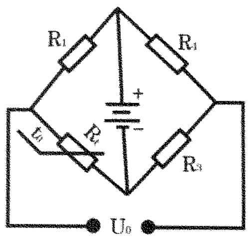
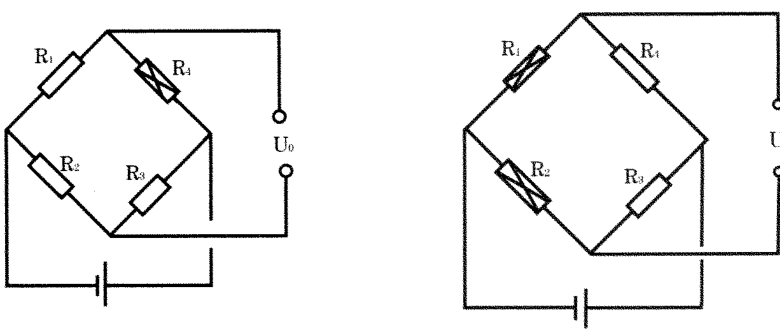


图 2－5　单臂工作测温电桥

双臂工作电桥　亦称半桥形式，它是电桥两臂接入传感器，在双臂工作电桥中，又可分为卧式桥或立式桥，如图 2－6 所示。



(a)　　(b)

图 2－6　双臂工作电桥的二种形式

在一些利用差动电感或差动电容进行测量人体器官的位移变化时，经常采用这种双臂工作电桥。

全桥形式，亦称全等臂电桥，即电桥四臂都接入传感器，例如应变仪就是采用全桥形式进行测量。如图 2－7 所示。

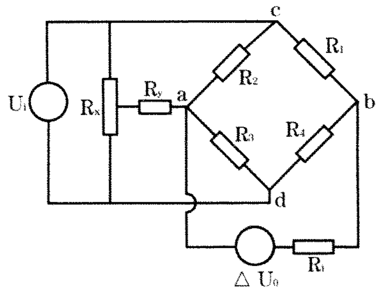


图 2－7　全臂工作的应变仪电桥

在利用不平衡电桥进行测量时，在初始状态，即测量以前，一般将测量电路调整到使输出电压为零，也就是使电桥在测量前处于平衡状态。这样可以消除电桥的恒定输出量，使电桥输出电压只与传感器转换成的电阻变化值有关，因此可以直接读出被测量数值。

以上介绍了医用传感器接入桥臂的几种形式，下面介绍当电桥作上述连接，并处于不同的工作状态时，其灵敏度和线性度的大小。

一般根据电桥输出形式，即将电桥分成电压输出和功率输出。所谓电压输出是指电桥输出端采用输入阻抗很高的指示器进行测量，例如桥路的输出端接应变仪放大器，其放大器的输入阻抗很高，电桥的输出端可以认为是开路状态，即只有电压输出，这样的电桥亦称为电压桥。当电桥的输出端接检流计时，即用检流计作电桥输出指示，则要求检流计得到最大的功率，即要求检流计内阻与电桥输出电阻相匹配，这样的电桥称为功率桥。显然，对于功率桥要求具有较大的电流（或功率）灵敏度，对于电压桥则要求具有较大的电压灵敏度，现分别介绍如下。

（一）电流灵敏度

1. 当传感器接入一个桥臂时的电流灵敏度

设传感器为电阻传感器，R_1 为传感器初始电阻，$\triangle R$ 为其增量，R_1' 为传感器变化后的阻值，即 $R_1' = R_1 + \triangle R$。

将 R_1' 值代入上式，同时考虑到电桥的初始平衡条件，得

$$I = R_3 U_i \frac{\triangle R}{a\triangle R + b}$$

其中

$$a = (R_y + R_4)(R_2 + R_3) + R_2 R_3$$

$$b = R_y(R_2 + R_3)(R_1 + R_4) + R_1R_4(R_2 + R_3) + R_2R_3(R_1 + R_4)$$

对于确定的电桥，a、b 均为常数，由上式可知，电桥的输出电流 I 与传感器的变化量△R 是非线性关系，其变化关系可用图 2－8 中的曲线表示。

电桥的电流灵敏度 S 一般为

$$S = \frac{dI}{dR} = \frac{R_3U_i}{b}\frac{1}{(1 + \frac{a}{b}\triangle R)^2}$$

当电桥趋于平衡时，即△R→0，令此时的 $S = S_0$，由上式得

$$S_0 = \frac{R_3U_i}{b}$$

由图 2－8 中的 I 与△R 曲线和斜率可以看出，当△R→0 时，其斜率最大，即表示电桥处于平衡时，其电流灵敏度最高。即

$$S = S_0\frac{1}{(1 + \frac{a}{b}\triangle R)^2}$$

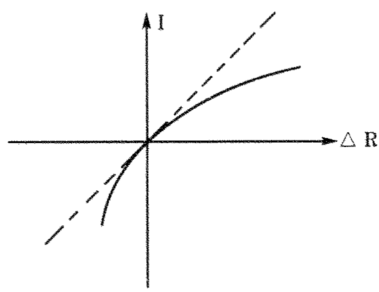


图 2－8　一臂接入传感器时输出电流 I 与 R 的关系曲线

2. 全等臂电桥

设电桥为功率桥，即 $R_y = R'$，并且 $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R'$，代入上式得 $a = 5'_2 b = 8R'^3$，即

$$I = \frac{\triangle RU_i}{8R'^2 + 5\triangle RR'} = \frac{U_i}{R'}\frac{\triangle R}{8(R' + 5\triangle R)}$$

一般在应变仪测量中，$\frac{\triangle R}{R'} < \frac{1}{100}$，所以上式分母中△R 项可以略去，得

$$I = \frac{U_i}{8R'}\frac{\triangle R}{R} = \frac{\triangle RU_i}{8R'^2}$$

3. 传感器接入相邻的两个桥臂

在实际测量中，经常采用将两个传感器分别接入电桥相邻的两臂，同时使两个传感器转换成电量时，其变化符号相反，即采用差动式传感器。

设传感器分别接 R_1，R_4 两臂，其变化量$\triangle R_1 = -\triangle R_4 = \triangle R$，并令电桥 $R_1 =$

$R_4 = R'$，$R_2 = R_3 = R''$，如图 2－9 所示。

$$I = \frac{[R''(R' + \triangle R) - (R' - \triangle R)R'']U_i}{4R_y R'R'' + (R' + \triangle R) \cdot 2R'' + 2R'R''^2}$$

$$= \frac{U_i \triangle R}{R_3(2R_y + R_3 + R_4) - \triangle R^2}$$

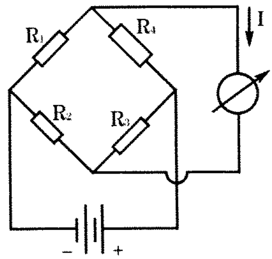


图 2－9　传感器接入相邻的两个桥臂

4. 传感器接入相对的两个桥臂

传感器接入相对的两个桥臂上，如图 2－10 所示。

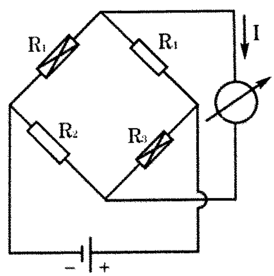


图 2－10　传感器分别接入相对的两个桥臂

要求两个传感器转换成的电量变化符号相同，设电桥为四臂相等的等臂电桥，即 $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R$，$R_y = R$，将传感器分别接入 R_1 和 R_3 两个臂，令 $\triangle R_1 = \triangle R_3 = \triangle R$。得

$$I = \frac{U_i \triangle R}{4R^2 + 3R\triangle R}$$

（二）电压灵敏度

当电桥输出为电压输出时，其测量电路将具有较高的输入阻抗，设 $R_y \to \infty$，则

$$U_0 = \frac{(R_2 R_4 - R_1 R_3) U_i}{(R_1 + R_4)(R_2 + R_3)}$$

根据上式，可分别求出电桥作各种连接时，其输出电压的大小，由此即可确定其电压灵敏度的数值。

1. 传感器接入一臂的等臂电桥，如图 2－11 所示。

设传感器接入桥臂 R_1 上，其中 $R_1=R_2=R_3=R_4=RR_1=R+\triangle R$，得

$$U=\frac{-R\triangle RU_i}{2R\ (2R+\triangle R)}$$

取传感器电阻的相对变化率 $\varepsilon=\frac{\triangle R}{R}$代入上式得

$$U_0=\frac{-\varepsilon Ui}{4+2\varepsilon}$$

一般将$\frac{U_0}{U_i}$定义为电压灵敏度，即

$$\frac{U_0}{U_i}=\frac{\varepsilon}{4+2\varepsilon}$$

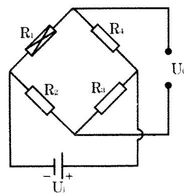


图 2－11　臂接入传感器的等臂电桥

由上式不难看出，其电压灵敏度与传感器阻值的相对变化率 ε 不成线性关系，只有当 ε 很小，满足 $2\varepsilon<4$ 时，才存在近似的线性关系，即$\frac{U_0}{U_i}=-\frac{1}{4}\varepsilon$；值得指出的是电源电压 U_i 的不稳定，将直接影响电压灵敏度的数值。另外，应该注意当 $\varepsilon>0$ 时，输出电压 U_0 为负值。

2. 等臂电桥，全桥工作

如图 2－12 所示，其中电桥四臂都分别接有传感器，并且相邻两臂电阻变化符号相反，相对两臂电阻变化符号相同，即 $R_1=R+\triangle R$，$R_2=R-\triangle R$，$R_3=R+\triangle R$，$R_4=R-\triangle R$，将上述条件代入，得

$$U_0=-\varepsilon U_i$$

由此可见，等臂电桥、全桥工作时，其电桥输出电压 U_0 与传感器的电阻相对变化率 ε 成线性关系，这里由于充分地利用传感器的双差动作用（R_1 与 R_4；R_2 与 R_3），使 U_0 具有较大的数值，若 U_i 增大时，则 U_0 可作线性增大，但是 U 的增大将受到传感器允许功耗的限制，故 U_i 的增大将有一允许范围，受到一定的限制。

3. 传感器接入 R_1 桥臂，并且 $R_1=R_2=R'$，$R_3=R_4=R''$时的工作情况

设传感器电阻的变化量为$\triangle R$，则 $R_1=R+\triangle R$，将上述关系式代入得

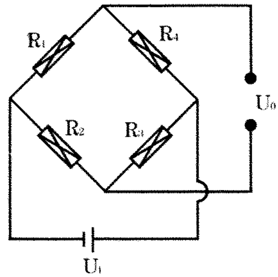


图 2－12 等臂电桥全桥工作

$$U_0=\frac{-R''\triangle R}{(R+R'')(R+\triangle R+R'')}U_i$$

设$\frac{\triangle R}{R''}=\varepsilon$，$\frac{R'}{R''}=m$，则上式可简化成

$$U_0=\frac{-\varepsilon}{(1+m)\left(1+\varepsilon+\frac{1}{m}\right)}U_i$$

由此可见,在这种特定条件下,输出电压 U_0 与电源电压 U_i 阻值的相对变化率 ε 及臂比 m 有关,一般可通调整 ε、m 和电源电压 U_i 的数值来改变输出电压 U_0 的大小。

（三）不平衡交流电桥的灵敏度

一般应用不平衡交流电桥测量传感器的阻抗变化时，多采用电压输出，即要求测量电路的输入阻抗比较大，即 $|Z_y|>>|Z_1|$，$|Z_y>>|Z_2|$，$|Z_y|>>|Z_3|$；$|Z_y|>>|Z_4|$当考虑了上述条件后，则可得

$$U_0=\frac{Z_2Z_4-Z_1Z_3}{(Z_1+Z_4)(Z_2+Z_3)}U_i$$

下面分别介绍不平衡交流电桥连接时的电压灵敏度。

1. 等臂电桥，单臂工作

如图 2－13 所示，其中传感器接入 Z_4 桥臂，$Z_4=Z+\triangle Z$，$Z_1=Z_2=Z_3=Z_4=Z$，考虑了上述条件，并略去分母中$\triangle Z$ 的影响，得

$$U_0=\frac{\triangle Z}{4Z}U_i$$

电压灵敏度为

2. 传感器接入相邻两个桥臂的等臂电桥

现以差动式电感传感器电桥测量电路为例，如图 2－14 所示。其中 Z_1、Z_4 为差动式电感传感器转换成的电抗，Z_2、Z_4 为电桥对称阻抗桥臂。

调整时，令初始状态电桥平衡，并略去线圈中电阻损耗，则各臂阻抗可简化成 $Z_2=Z_3=J\omega L$，$Z_1=J\omega(L+\triangle L)$，$Z_4=j\omega(L-\triangle L)$；将上述条件代入，得

$$U_0 = \frac{1}{2}\frac{\triangle L}{L}U_i$$

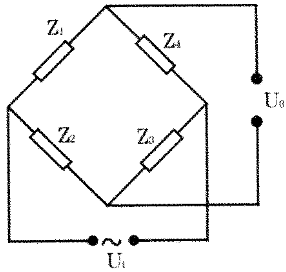


图 2－13　**等臂电桥、单臂工作**

电压灵敏度为

$$\frac{U_0}{U_i} = \frac{\triangle L}{2L}$$

由此可见，双臂差动电桥的电压灵敏度比前面的单臂工作提高一倍。

第二节　环形相敏检波器

前面已经指出，在生物医学测量中经常利用医用传感器，将一非电量的变化转换成电量的变化。例如人体器官的位移，可通过应变仪将其转换成一个与应变大小成比例的电信号。由于这一电信号相当微弱，不能直接显示。一般采用把这一应变电信号调制到一载波信号上，变成一个已调波信号，已调波信号包含了被测量信号的全部特征，再对已调波信号进行放大，然后进行解调，即从已调波信号中再把被测信号取出。一般从已调波信号中取出被测信号，经常采用相敏检波器，即可得到一个和被测应变信号规律一致的电信号。若采用一般的检波器，则不能分辨出是正应变，还是负应变。而相敏检波器能够同时完成辨别幅度和相位的要求。图 2－15 **分别给出了被测应变信号的波形、经普通检波器后得到的电压波形以及经相敏检波器及滤波后得到的波形（该波形与被测应变信号完全相同），即表示采用相敏检波器既可以检出被测信号的幅度变化，又可以检出其相位变化。**

环形相敏检波器的工作原理。

环形相敏检波器亦称环形相敏解调器，它是应用最广的一种线路，如图 2－16 **所示，它的特点是工作稳定，电路简单，相敏效果好。它由四个晶体二级管组成，即** D_1、D_2、D_3 **和** D_4；U_i **为环形相敏检波器输入信号电压，**U_t **为从振荡器输出的参考电压，两者的频率相同。设计时，一般取** $U_i \geqslant 2U_i$，**环形电路中的电阻** r **为用于保**

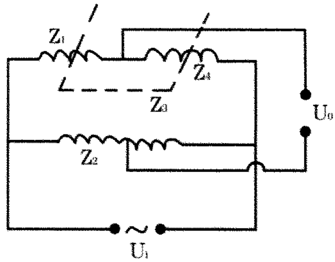


图 2－14　差动式电感传感器电桥测量电路

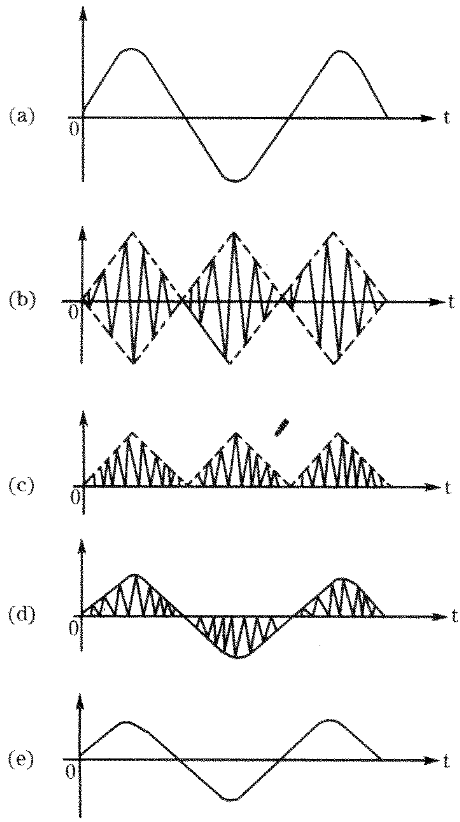


图 2－15　调制和解调的示意图

（a）被测的应变信号波形；（b）经调制后输出的电压波形；（c）采用普通波检器所得到的波形；（d）采用相敏检波器得到的波形；（e）滤波后得到的波形。

证线路对称而设置的平衡电阻，下面简要地介绍一下环形相敏检波器的工作原理：

由图 2－16 可以看出，二级管 D_1、D_2、D_3 和 D_4 在电路中起开关作用，由参考电压 U_t 进行控制。若参考电压 U_t 在星号处（即同名端）极性是正时，则二极管

D_1、D_2 处于正向偏置，而 D_3、D_4 处于反向偏置（即被截止），由于电路对称，A 点和 B 点为同电位点；若此时信号电压 U_i 的极性为上正下负时，即在星号处是正时，那么信号电压在次级的下边半个线圈上的电压 U_{DB} 将是输出电压 U_0，其波形如图 2 – 17 所示。

在第二个半周期中，二级管 D_3、D_4 处于正向偏置，而 D_1、D_2 为反向偏置。同理，由于电路结构对称，A 点和 C 点是同电位点。因为信号电压 U_i 现已处于反相，其极性为上负下正。因而信号电压在次级上边半个线圈的电压 U_{DC} 就是输出电压 U_0，其波形如图 2 – 17 所示。以上分析是假定信号电压 U_i 和参考电压 U_i 为同相情况下的输出波形。

若 U_i 与 U_t 相位相差 180°，则输出电压 U_0 也刚好改变极性，其波形如图 2 – 18 所示。

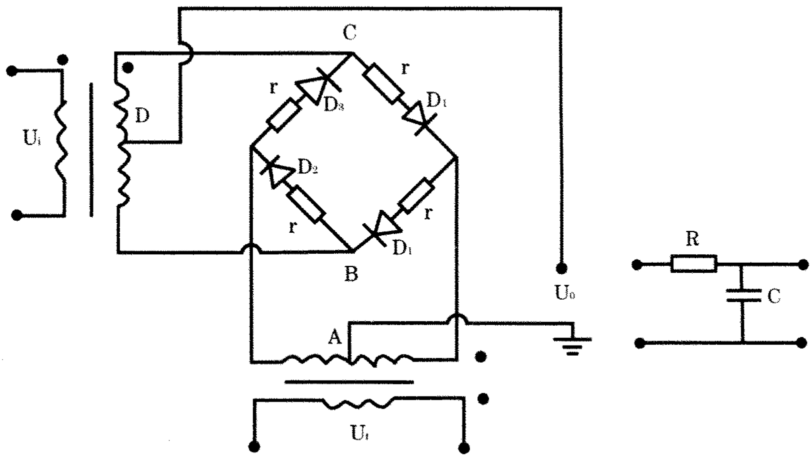


图 2 – 16　环形相敏解调器的原理图

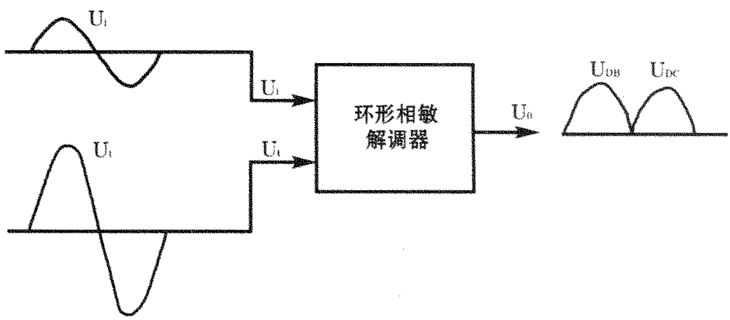


图 2 – 17　参考电压为正时，环形相敏解调器的输出波形

在环形相敏解调器中，为了减少纹波，通常在其输出端接有低通滤波器。该滤

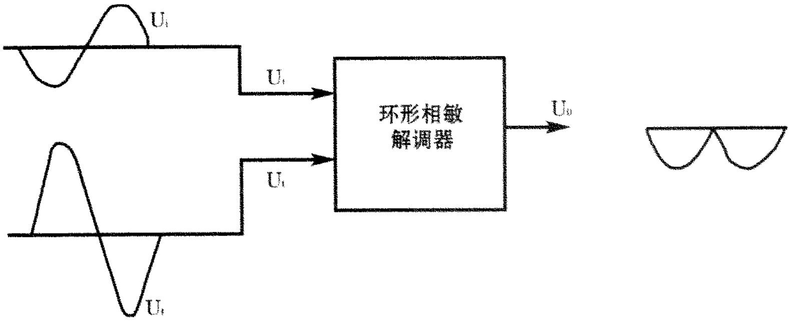


图 2－18 参考电压为负时，环形相敏解调器的输出波形

波器的截止频率为载波频率的十分之一左右。

上述环形相敏解调器（即环形相敏检测器）的工作原理也可以用开关函数乘上输入信号电压 U_i 的方法求出输出电压波形。

若用图 2－19（a）表示参考电压的开关函数，它为一具有正负半周的矩形波。当它为＋1 时，相当于图（b）的双刀双掷开关位于上面位置，当它为－1 时，则图（b）的开关位于下面的位置。实际上输出电压 U_0 就相当于信号电压 U_i 乘上开关函数。当 U 与 U_t 同相时，即相当于图（c）上的同相正弦波通过开关解调后即得到图（d）所示的波形（即全波整流波形）。而图（e）所示的信号电压，要相位上相差了 180°，所以产生了图（f）负的全波整流信号。图（g）给出了由于放大器的杂散分布电容引起的 90°相移的正交电压，这个正交电压是电路中的干扰，但是通过解调以后，其解调电压平均值为零，如图（h）所示，它通过低通滤波器后就被抑制掉。图（i）给出的是一直流干扰信号，通过相敏解调器后被解调成图（j）所示的波形，该波形经低通滤波器后也被去掉。因而任何不与载波频率同步的成分都能被清除掉。

应该指出，环形相敏检波器是相敏检波器中用途最广泛的一种，具有极好的抑制噪声干扰的能力，它的输出电压正比于输入信号幅度，当输入信号相位改变 180°时，则输出电压改变极性。

第三节 位移传感器

一般位移传感器是一种将非电量的位移变化转换成电量变化的传感器。常用的位移传感器包括电阻位移传感器，电感位移传感器和电容位移传感器，现分别介绍如下。

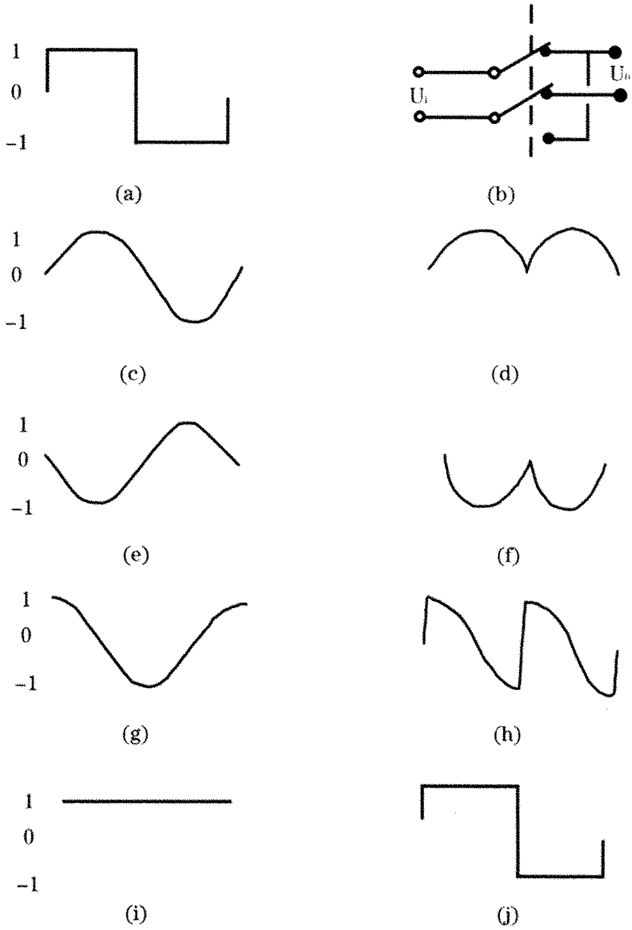


图 2-19　相敏解调器的特性示意图

一、电阻位移传感器

电阻位移传感器主要是通过本身电阻的变化来反映人体器官或组织的机械位移，通常有二种方法，即电位计法和应变仪测量法。

（一）电位计法

图 2-20 给出了三种测量位移的电位计基本结构，即直线位移式、单圈式和多圈式。直线位移式可以测量 2～500μm 的直线位移。而单圈和多圈式均为旋转式电位计，用以测量角度的变化。其中电阻元件可为线绕、碳膜、金属膜、导电塑料或用陶瓷材料做成。电位计的分辨率取决于它的结构形式，对于 10Ω 以内的低电阻直线电位计，一般可以做到连续无级调节。而对于从欧姆到几兆欧变化的电位计，在

结果上一般做成阶跃式的，所以其分辨率的极限值取决于导线间的间距，一般都在 $20\mu m$ 以下。为了减少系统的动态失真，在结构设计上尽量减小位移时的摩擦力和元件的惯性。

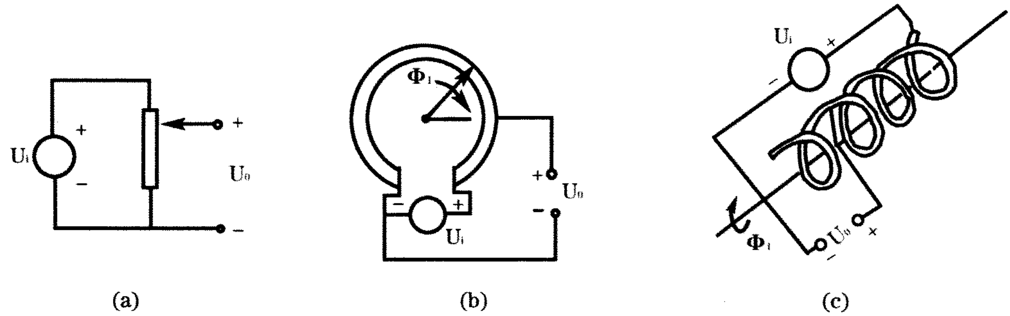


图 2－20　测量位移的三种电位计结构

（二）应变仪测量法

应变仪测量法是根据导体或半导体材料，在发生机械变形时（在弹性极限范围内），其电阻值将要发生相应的改变这种现象，习惯上称作“应变效应”。根据应变效应，人们做出应变仪，可以用于测量人体器官或组织位移的大小。

设导体的长度为 L，截面积为 A，电阻率为 ρ，则导体的电阻 R 为

$$R = \rho \frac{L}{A}$$

对上式进行全微分，得

$$dR = \frac{L}{A} d\rho + \frac{\rho}{A} dL - \frac{\rho L}{A^2} dA$$

取其相对变化量 $\frac{dR}{R}$

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A}$$

通常电阻丝为一圆截面，即 $A = \pi r^2$。

其中 r 为电阻丝的半径，微分后得

$$dA = \pi r dr$$

$$\frac{dA}{A} = \frac{2\pi r dr}{\pi^2} = 2\frac{dr}{r}$$

由材料力学可知，轴的纵向应变与横向应变的关系为

$$\frac{dr}{r} = -\mu \frac{dL}{L}$$

式中：μ 为泊桑系数，得

$$\frac{dA}{A} = 2\mu \frac{dL}{L}$$

一般电阻率的变化是由压阻效应引起的，如以 σ 表示应力，则有

$$\frac{d\rho}{\rho} = \pi_L \cdot \sigma$$

式中：π_L 为压阻系数。

由材料力学可知，应力 T，应变$\frac{dL}{L}$和弹性模量 c 有如下关系：

$$\frac{dL}{L} = \frac{T}{C} \text{即} T = C\frac{dL}{L}$$

得

$$\frac{d\rho}{\rho} = \pi_L T = \pi_L C\frac{dL}{L}$$

所以

$$\frac{dR}{R} = (1 + 2\mu + \pi_L C)\frac{dL}{L} = (1 + 2\mu)\frac{dL}{L} + \frac{d\rho}{\rho}$$

式中：$(1 + 2\mu + \pi_L C)\frac{dL}{L}$代表尺寸效应，表示长度和截面积的改变所引起的电阻变化。$\frac{d\rho}{\rho}$代表电阻效应，表示由于材料的晶格结构被拉伸而引起的电阻率的改变。

通常将$\frac{dR}{R}/\frac{dL}{L}$定义为应变系数，用 K 来表示

$$K = \frac{dR}{dL/L} = 1 + 2\mu = \pi_L \cdot C = (1 + 2\mu) + \pi_L \cdot C$$

即应变系数（也称应变灵敏度系数）取决于二个因素，一个是（$1 + 2\mu$），它是由材料的几何尺寸的改变引起的，对给定的材料来说它是常数，其值约在 1 ~ 2 之间；另一个是 $\pi_L \cdot C$，它取决于材料的性质，对给定的材料它是一个常数，对于金属丝材料，其 $\pi_L \cdot C$ 很小，可以略去，其应变系数 $K = 1 + 2\mu = 1 \sim 2$；对于半导体材料，由于 $\pi_L \cdot C$ 数值较大，约为（60 ~ 170）之间，故（$1 + 2\mu$）值即可略去，故半导体材料的应变系数 $K = 60 \sim 170$；由此可见，半导体材料的应变系数最高，但其电阻温度系数较大，所以在使用半导体材料进行应变仪结构设计时，要注意考虑温度的影响。

应变仪一般分为非粘贴型和粘贴型二大类，现分别叙述于下。

1. 非粘贴型

图 2 – 21（a）给出了非粘贴型应变仪的典型结构。其中有四组应变敏感导线（A、B、C 和 D）固定在框架 F 和可动元件 M 之间。可动元件 M 可以绕 P 点在框架 F 的孔中作旋转运动。通过测量旋转运动所引起的电阻变化来测量旋转运动时其角度改变的数值。若框架上不是圆形孔，而是矩形孔，则可动元件 M 可以作平行位移，用以测量平移运动。上述四组应变敏感导线 A、B、C 和 D 被连成 wheatstonge 电桥，如图 2 – 21（b）所示，其中 $A = R_2$，$B = R_1$，$C = R_3$，$D = R_4$；电阻 R_y 和电位计

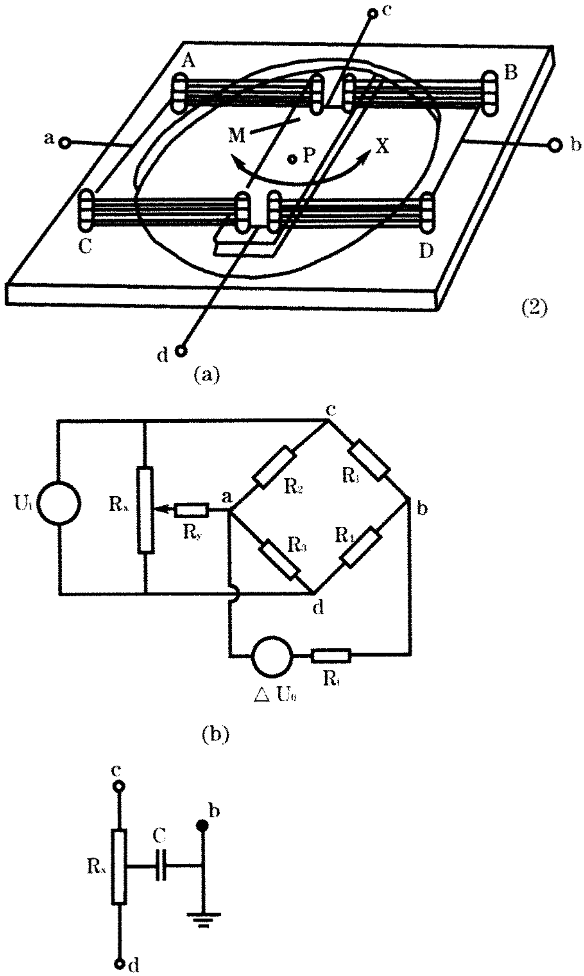
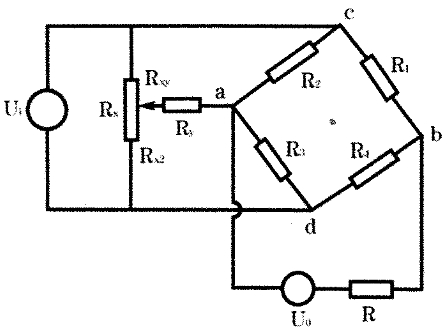


图 2－21　非粘贴式应变仪原理图

R_x，用以调整电桥的初始平衡状态，其调整平衡的原理比较简单。现扼要地作一介绍，前面已经指出由于应变仪在测量之初，应该使电桥处于初始平衡状态，即电桥输出电压为零，但是实际上电桥各桥臂的阻值不可能绝对相同，接触电阻及导线电阻也有差异，实际上电桥初始状态是不平衡的。因此，在电桥上一般都设有电阻平衡装置和电容平衡装置。如图 2－21（b)、（c）所示，以便通过平衡装置调节使电桥初始状态处于平衡。现将调整平衡装置中的电阻平衡装置和电容平衡装置作一简要介绍。

图 2－22 给出了电阻平衡装置的原理电路，其中 R_x 为电位器，R_y 为固定电阻，根据 Y－△等效电路变换原理，将 Y 形变换成△形，其等效电阻 R'_{x0}，R''_{x0}，R_{X0} 分别为



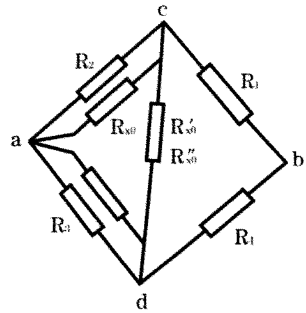


图 2-22　电阻平衡装置

$$R'_{x0} = R_y + R'_x + \frac{R'_x R_y R''_x}{R''_x}$$

$$R''_{x0} = R_y + R''_x + \frac{R''_x R_y R'_x}{R'_x}$$

$$R_{x0} = R'_x + R''_x + \frac{R'_x R_y R''_x}{R'_x}$$

由等效电阻的表示式，可以看出，调节电位器 R_x，即改变了 R'_x 和 R''_x 的比例，也就是改变了并联于 R_2，R_3 臂上的等效电阻 R'_{x0}的大小，这样一来，ac，ad 两臂的总电阻便得到了调整，从而使电桥初始状态处于平衡。其中电阻 R_y 的大小决定电阻平衡的范围，R_x 决定平衡调节效果的快慢。一般取 R_y，R_x 的数值较大一些，以减轻在调整时因桥臂总电阻减小而影响测量精度。一般取 R_x 为桥臂电阻值的 10 倍，取 R_y 为桥臂电阻值的 25 倍比较恰当。

一般应变仪中电容平衡装置采用二种形式，即差动电容式和电阻电容式。

差动电容式，如图 2-23 所示。其中 C_2、C_3 为差动可调电容，当调整 C_2 使其增加 C 时，C_3 也同时相应地减少 C，即 $C_2 + C$，$C_3 - C$；因此，调节差动电容即可使电桥电容处于平衡。由于此种平衡调节方式的差动电容不能做得很大，因而其调节范围较小，主要取决于 C_2，C_3 的大小。

图 2-24 给出了电阻电容式平衡调节原理电路图。

图中 C 为固定电容，R_x 为电位器，R_x 可视作由 R'_x 和 R''_x 组成，根据等效电路变换原理，将 Y 形变成△形，如图 2-24（b）、（c）所示。其中等效阻抗为

$$Z_1 = R'_x + \frac{1}{j\omega C} + \frac{R'_x \frac{1}{j\omega C}}{R''_x} = R'_x + \frac{1}{j\omega C \frac{R''_x}{R'_x + R''_x}} = R'_x + \frac{1}{j\omega C}$$

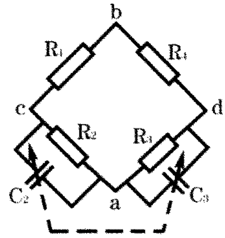


图 2－23　**电桥电容平衡装置差动电容式**

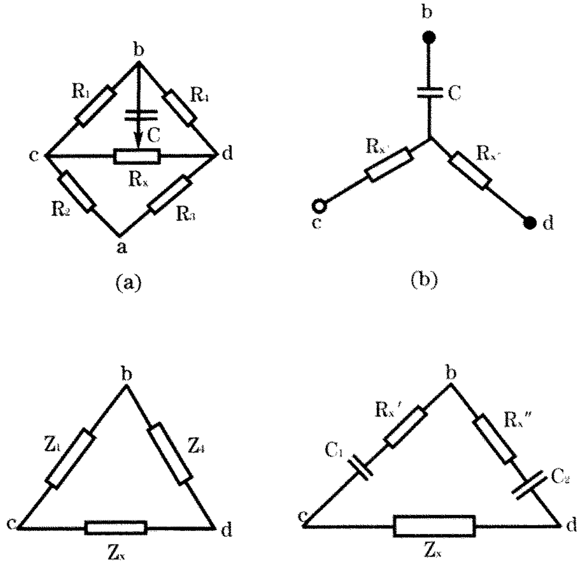


图 2－24　**电阻电容式电桥平衡装置原理图**

其中：$C_1 = C\dfrac{R_x''}{R_x' + R_x''}$

同理

$$Z_2 = R_x'' + \frac{1}{j\omega C} + \frac{R_x''\dfrac{1}{j\omega C}}{R_x'} = R_x'' + \frac{1}{j\omega C\,\dfrac{\ }{R_x' + R_x''}} = R_x'' + \frac{1}{j\omega C_2}$$

式中：

$$C_2 = C\frac{R_x'}{R_x' + R_x''}$$

$$Z_X = R_x' + R_x'' + \frac{R_x'R_x''}{\dfrac{1}{j\omega C}}$$

由上面 Z_1、Z_2、Z_x 的表示式可画出图 2－24（d）的等效电路，由此等效电路不难看出，桥臂 bc 的阻抗 Z_1 为电阻 R_x' 和电容 C_1，的串联，桥臂 bd 的阻抗 Z_4 为电阻 R''_x 和电容 C2 的串联，显然，若调节电位器 R_x，即改变 R_x'，R_x'' 的比值，也就是改变 C_1、C_2 的数值，从而实现了电桥的电容平衡。值得注意的是，用这种方法调整电容平衡时，会同时引起电阻的不平衡，因而调整时必须反复调节，使其达到平衡，为了减少由于平衡装置并入桥臂而影响测量精度，一般应取并联的等效阻抗尽量地大一些。

平衡装置并入桥臂而影响测量精度，一般应取并联的等效阻抗尽量地大一些。

2. 粘贴型

粘贴型应变仪元件如图 2－25 所示。一般有电阻丝型、箔型和螺旋线圈型，每个元件的上方箭头均表示应变灵敏度的最大方向。

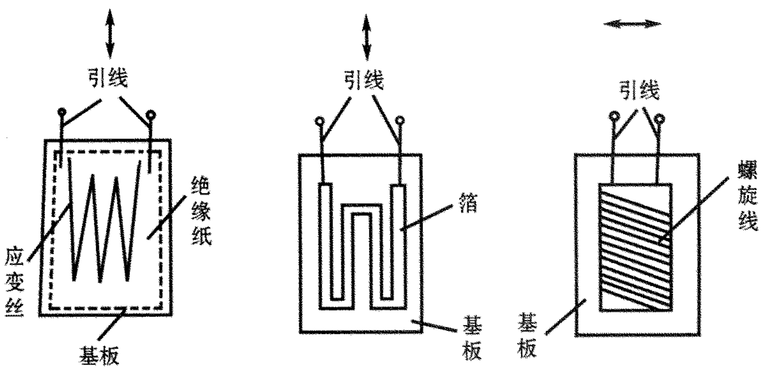


图 2－25　典型的粘贴型应变仪元件

粘贴型应变仪元件一般可由金属导线,或蚀刻的金属箔,或真空沉积的薄膜,或半导体材料做成。然后,将其粘贴在应变基板上即构成了常用的粘贴型应变仪元件,其线性误差约在 1%左右。半导体材料可做成粘贴型的,或非粘贴型的,或集成型的应变仪元件,如图 2－26 所示。其中非粘贴型的为均匀掺杂的半导体元件，以及扩散型的 P 型应变元件。集成型的应变仪元件可用 P 型或 N 型硅或锗作基片，而把不同的另一种型式的半导体扩散到基片上。这样在 N 型和 P 型基片上就产生符号相反的应变系数，如图 2－26 所示。其中（a）为非粘贴型均匀掺杂半导体元件；(b）为扩散型 P 型应变元件；(c）为集成型压力传感器；(d）为集成型悬臂式压力传感器。

其中集成型传感器有一个很大的优点，即压力传感器可用硅基片作为模片，应变元件就直接扩散到膜片上。当膜片受到压力时，则径向应力就作用到边缘元件上，其所产生的信号与接近中心处的切向应力元件所产生的信号相反。图（c）所示的是一个具有八片扩散应变元件，它有很高的灵敏度和温度补偿性能。若接成桥路形式如图中所示，即可进行测试。

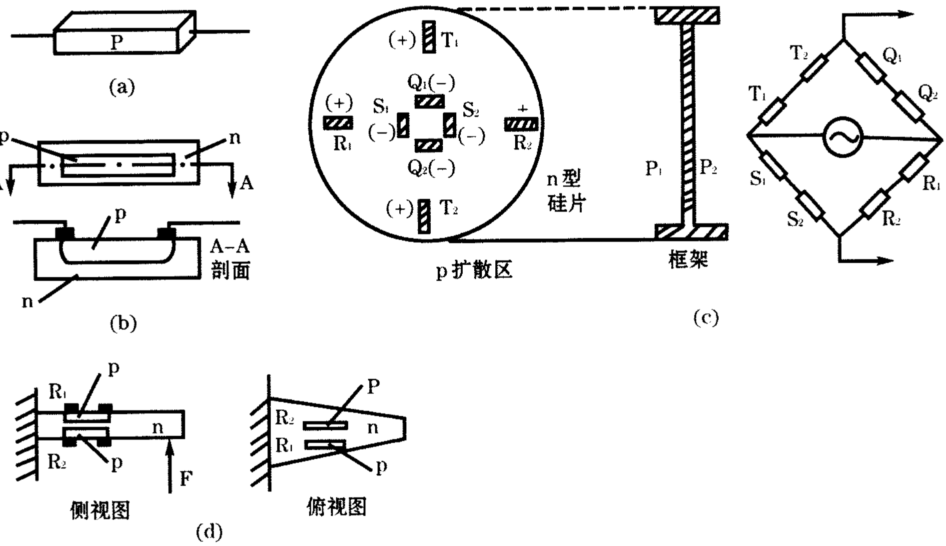


图 2－26　典型的半导体材料应变仪元件

二、电感式位移传感器

电感式位移传感器是利用电感元件将被测的生理参数的变化转换成电感的自感系数或互感系数的变化，再由测量电路转换为电压或电流的信号，利用电感式传感器能对人体器官或组织的位移或压力等生理参数进行静态或动态的测量，一般电感式位移传感器具有结构简单，灵敏度高，输出功率大等优点，因此在生物医学工程上得到广泛的应用。

大家知识，一个电感线圈的电感量 L 的大小取决于线圈的圈数 n，几何形状系数 C 和介质的有效导磁率 μ，即

$$L = n_2 C\mu$$

其中每一个参数（n、G、μ）都可反映生理参数的改变，即改变参数 n、C、μ 都会引起电感量的变化。

常见的电感式位移传感器有三种形式，即自感式、互感式和差动变压器式，如图 2－27 所示。

（一）自感式位移传感器

它是利用可动铁芯的移动或改变线圈的几何形状来改变线圈的电感量。如图 2－27（a）所示。因为当铁芯在线圈内移动时（它反映人体器官或组织的位移变化），线圈的电感量要发生改变，这一电感的改变和位移的变化一般不是成线性关系。但其灵敏度很高，故在生物医学工程上，尤其是在无线电生物遥测方面，经常利用这

一原理来测量心内压力和心音变化。

（二）互感式位移传感器

如图 2－27（b）所示，它是利用两个互相磁耦合的分离线圈来测量位移，即利用位移来使互感式传感器的电感量发生变化，一般利用互感式传感器可以测量心脏的尺寸，监测婴儿的呼吸，测定动
脉血管的直径等。

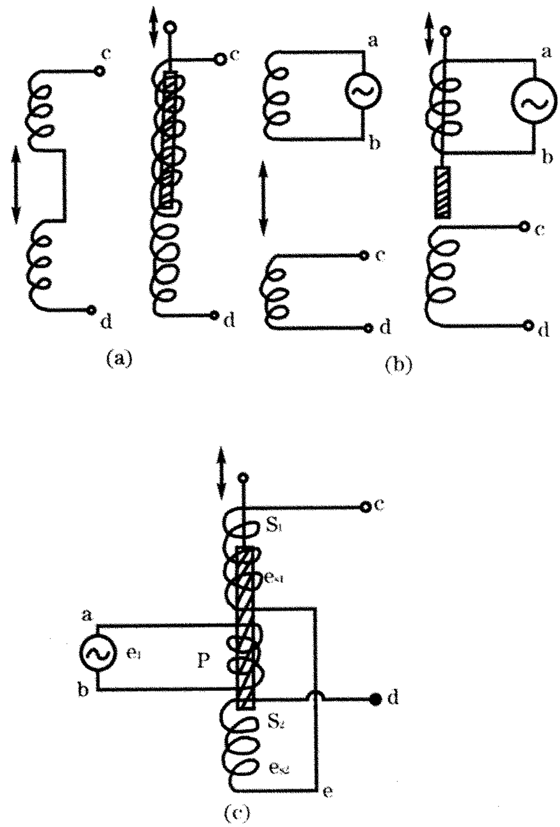


图 2－27　典型的电感式位移传感器

（三）线性差动变压器 LVDT（Linear Variable Differential Transformer）

前面介绍的自感式位移传感器是把被测生理参数的变化转换成线圈的自感量的变化，而差动变压器则是把被测量的变化转换为线圈的互感变化，差动变压器如图 2－27（c）所示，它本身是一个变压器，当初级线圈输入交流电压时，次级线圈将感应出电信号，当互感受到生理参数（位移）影响而变化时，则其感应电压也将随之作相应的改变。由于它的次级线圈接成差动的形式，故称为差动变压器，差动变压器具有结构简单，测量精度高等优点，一般可测出百分之几微米的位移变化。现

以临床上和生理研究中广泛使用的线性差动变压器（LVDT）为例进行说明。

LVDT 一般由一个初级线圈 P 和两个串联的次级线圈 S_1、S_2 所组成。在线圈 P、S_1 和 S_2 的中间插入可移动的高导磁率的铁芯，而次级的二个线圈 S_1、S_2 反接，以增大输出的线性变化的范围。其结构如图 2－28 所示。

一般在初级线圈加上频率为 60Hz～20kHz 的正弦电压 e_1，则在次级线圈感应出的交流电压 e_{s1}、e_{s2}的大小与铁芯在线圈中的位置有关。当铁芯在中心位置时，$e_{s1} = e_{s2}$，输出电压 $U_0 = e_{s1} - e_{s2}$，输出电压 $U_0 = e_{s1} - e_{s2} = 0$；当铁芯向上移动时，则 $e_{s1} > e_{s2}$，反之，当铁芯向下移动时，则 $e_{s1} < e_{s2}$；其合成的输出电压 U_0 的变化如图 2－29 所示，其中实线表示理想情况下的输出特性，虚线表示实际的输出特性，而 E_0 表示位移为零时的残余电压。

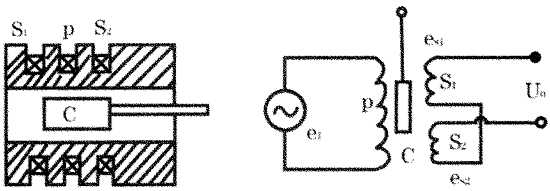


图 2－28　线性差动变压器的结构图

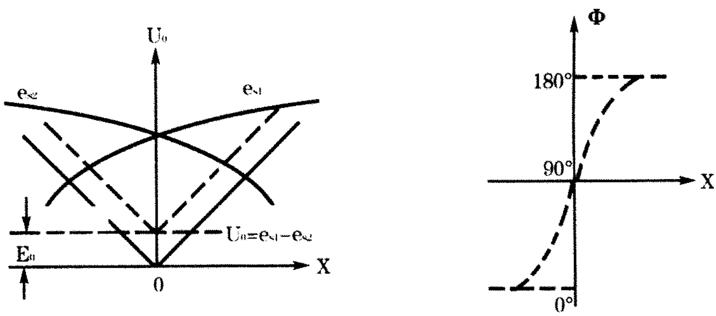


图 2－29　差动变压器的特性曲线

如不考虑涡流损耗、铁耗及耦合电容等因素的影响，在理想条件下，差动变压器的等效电路可用图 2－30 来表示，其中 e_1 为初级线圈激励电压，L_1 为初级线圈电感，r_1 为初级线圈的有效电阻，M_1 和 M_2 为初级线圈分别与两个次级线圈之间的互感系数，e_{21}和 e_{22}为次级两个线圈的感应电压，L_{21}和 L_{22}为两个次级线圈的电感，r_{21}和 r_{22}为两个次级线圈的有效电阻。

由等效电路，可以求出初级和次级的电压、电流和输出阻抗的关系。

初级线圈的电流为

$$I_1 = \frac{E_1}{r_1 + j\omega L_1}$$

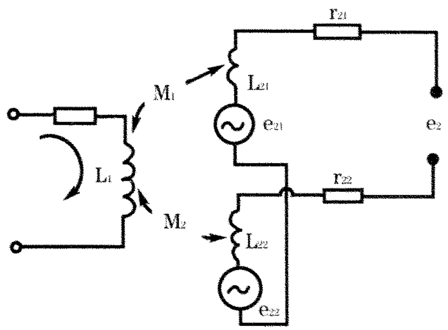


图 2－30　差动变压器的等效电路

次级线圈的感应电压为

$$E_{21} = j\omega M_1 I_1$$

$$E_{22} = j\omega M_2 I_1$$

输出电压为

$$E_2 = -j\omega (M_1 - M_2) \frac{E_1}{r_1 + j\omega L_1}$$

输出电压有效值为

$$E_2 = \frac{\omega (M_1 - M_2) E}{\sqrt{r_1^2 + (L_1 M)^2}}$$

输出阻抗为

$$Z = r_{21} + r_{22} + j\omega L_{21} + j\omega L_2$$

$$|Z| = \sqrt{(r_{21} + r_{22})^2 + (\omega L_{21} + \omega L_{22})^2}$$

线性差动变压器，输入为机械位移 X，输出为电压信号，其输入输出的关系，如图 2－31 所示。其中当位移 X 通过零点时，则输出电压在相位上改变 180°，同时输出电压 U_0 的幅度与位移 X 成正比，如图 2－31（b）所示；当位移 X 仅在大于零（或小于零）的一侧变化时，则输出电压在相位上不发生改变，如图 2－31（c）所示。由此可见 LVDT 能够反映位移的方向，即当位移通过零位时（X＝0），输出电压将发生 180°相移。若采用一般的整流解调器，则不能区分出位移方向，而采用相敏解调器，则可以测出位移的方向。LVDT 一般采用环形解调器进行解调。

商业上出售的 LVDT 的规格范围为：0.01cm（位移）/V（初级电压）时，灵敏度为 0.5～2mv，满刻度位移为 0.1～250mm，线性度为 ±0.25%。

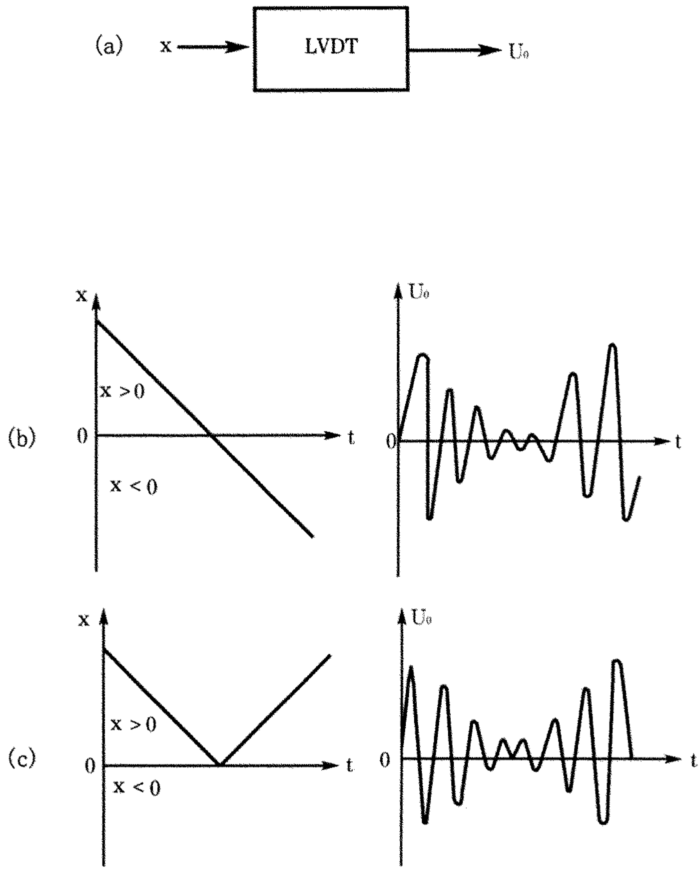


图 2－31　LVDT 的输出特性

三、电容式位移传感器

一般电容式位移传感器是将被测的生理参数（位移）的变化转换为电容量的变化。现以平行板电容器为例来说明电容式位移传感器的工作原理。

设平行板电容器的板面积为 A，间距为 X，极板间绝缘体的相对介电常数为 ε，而 ε_0 为真空时的介电常数，则平行板电容器的电容量 C 可用下式表示：

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_1 \frac{A}{X}$$

显然，电容 C 的大小取决于三个参数 ε、A 和 Z，只要任意保持其中二个参数不变，而改变另一个参数，则电容量就产生相应的变化。在生物医学工程的常用仪器中，最方便的方法是改变极板间距离。

电容式传感器的灵敏度 K 一般定义为

$$K=\frac{dC}{dx}=-\varepsilon_0\varepsilon_1\frac{A}{X^2}$$

由此可见，灵敏度 K 与 A 成正比，与 X^2 成反比。若极板间距离 X 愈小，则电容式传感器的灵敏度 K 愈高。因而设计时，希望有小的间距和大的极板面积。

将 $C=\varepsilon_0\varepsilon_1\frac{A}{X}$号代入上式，得

$$\frac{dC}{C}=-\frac{dx}{x}$$

该式表示电容的相对变化率和极板间间距 X 的相对变化率大小相等，符号相反，此时电容处于中性状态。

下面介绍几种常见的电容式传感器的具体形式。

（一）护环式平行板电容式传感器

护环式平行板电容式传感器的原理结构和电路连接如图 2－32 所示。其中金属护环用以改善电场的线性，消除内极片边缘的电场扩散。这种传感器的频率响应好，其低频端可延伸到直流，所以对生理变化的测量特别合适，在测量中，如图（b）所示，采用了高增益的反馈放大器，将护环式平行板电容传感器接入放大器的反馈回路中，使位移 X 和输出电压 U_0 之间保持线性关系。这是因为放大器的增益等于放大器的反馈阻抗 Z_f（jω）与放大器的输入阻抗 z_i（jω）之比的负值，即

$$\frac{U_0(j\omega)}{U_i(j\omega)}=-\frac{Z_f(j\omega)}{Z_i(j\omega)}$$

式中：

$$Z_f(j\omega)=\frac{1}{j\omega C_x}$$

$$Z_i(j\omega)=\frac{1}{j\omega C_i}$$

代入上式得

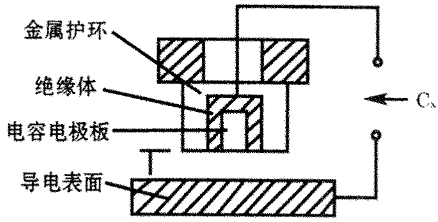
$$\frac{U_0(j\omega)}{U_i(j\omega)}=-\frac{C_i(j\omega)}{C_x(j\omega)}$$

即 $$U_0(j\omega)=\frac{C_iXU_i(j\omega)}{\varepsilon_0\varepsilon_rA}=KX$$

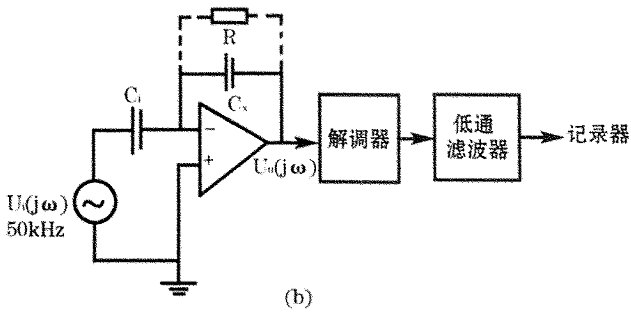
$$K=\frac{C_iU_i(j\omega)}{\varepsilon_0\varepsilon_rA}$$

由此可见，采用护环式平行板电容传感器，其输出电压 U_0（jω）与电容器极板之间的距离 X 成线性关系。

测量时，电源电压 U_i（jω）采用 50kHz 的交流电源，输出电压 U_0（jω）是一个调幅信号，经解调器解调，再经低通滤波器滤除其高频分量（一般取 10kHz 为其截止频率），即得一个与位移 X 成正比的输出电压，可通过记录仪进行记录。在图



(a)



(b)

图 2－32　护环式平行板电容传感器

（b）电路中，有时与 C_x 并联一个放电电阻 R，用以为场效应管运算放大器提供一个偏置电流，一般 R 的阻值要带来一定的干扰。

（二）差动电容器传感器

差动电容器传感器如图 2－33 所示，优点是对位移的测量精度高，工作原理是基于一个差动式的三端电容器。

由图（a）可知，设 d 为平衡时极板间的距离，X 为极板正向位移，根据平行板电容的公式，可表示为

$$C_1 = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{d - X}$$

$$C_2 = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{d + X}$$

整理后得

$$\frac{C_1 - C_2}{C_1 + C_2} = \frac{X}{d}$$

该式表示，对于一个差动三端式电容器，其位移 X 与（$C_1 - C_2$）/（$C_1 + C_2$）成线性关系，利用这一关系，即可进行位移的测量。

图（b）给出一个桥式电路，它的输出电压 U_0 与位移 X 成正比。因为

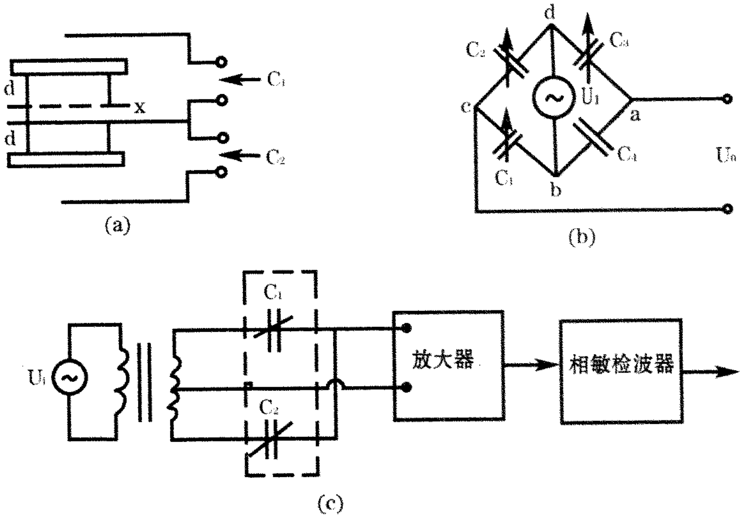


图 2－33　差动式电容传感器原理结构图

$$U_{ab}(j\omega)=\frac{\frac{1}{j\omega C_4}}{\frac{1}{j\omega C_3}+\frac{1}{j\omega C_4}}U_i(j\omega)=\frac{C_3}{C_3+C_4}U_i(j\omega)$$

$$U_{cb}(j\omega)=\frac{\frac{1}{j\omega C_1}}{\frac{1}{j\omega C_1}+\frac{1}{j\omega C_2}}U_i(j\omega)=\frac{C_2}{C_1+C_2}U_i(j\omega)$$

而　$U_0(j\omega)=U_{ab}(j\omega)-U_{cb}(j\omega)=\left(\frac{C_3}{C_3+C_4}-\frac{C_2}{C_1+C_2}\right)U_i(j\omega)$

调整电容 C_3 使与 C_4 相等，则

$$U_0(j\omega)=\left(\frac{1}{2}-\frac{C_2}{C_1+C_2}\right)U_i(j\omega)=\frac{(C_1-C_2)}{2(C_1+C_2)}U_i(j\omega)=\frac{U_i}{2d}X$$

由此可见，当差动电容接在桥式电路时，其输出电压 U_0 与位移 X 成正比。

图（c）给出了一个变压器比例臂的桥式电路，它是差动电容器的另一种测量电路形式。

根据桥式电路输出电压与输入电压之间的关系，对于图（c）所示的变压器比例臂电桥，完全可以证明，放大器的输入电压与差值（C_1-C_2）与正比。因为

$$C_1-C_2=\frac{2\varepsilon_0\varepsilon_r AX}{d^2-x^2}$$

在正常测量条件下，其间距 d 远远大于位移 X，即满足 $d\geqslant X$，故可认为上式中（C_1-C_2）与 X 成正比，这种类型的桥式电路具有很高的精度和灵敏度，可以测量

100Å 的位移，由于桥路平衡与屏蔽电容无关，故可将差动电容传感器放在远离桥路的地方，给临床测量带来了很大方便。

第四节　压电传感器

在生理参数的测量中，压电传感器常被用于测量生理位移或记录心音，在心脏学的研究中被广泛应用。

压电传感器的工作原理基于某些材料具有正向的压电效应，例如石英、钛酸钡、锆钛酸铅等材料，当受到外力作用时，其晶格结构将要被扭歪，使内部电荷发生相对移动，电荷重新排列，这样一来，在相对的两个面上将要感生出极性相反的面电荷，通常可以通过测量在两个面上的电极间的电位差来测量所产生的面电荷的大小。

一般，总的感生电荷 Q 与所加的外力 F 成正比，即

$$Q = D \cdot F$$

式中：D 为压电常数，单位是 C/N。这种压电效应与平行板电容器的作用相似，因而可以利用下面公式进行计算。

$$U = \frac{Q}{C} = \frac{DF}{C} = \frac{DFX}{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}$$

其中，压电常数 D 可以从手册中查得，一般石英为 2.3pC/N，钛酸钡为 140pC/N。

例如，对于一个由钛酸钡材料做成的压电传感器，当其面积为 $1cm^2$，厚度为 1mm，受到的外力为 1g 时，利用上述公式可以求出，当 C = 1000pF 时，U = 1.4mV。

由于压电材料和晶片的取向不同，压电换能器有各种工作方式，一般有厚度（或径向）压缩，横向压缩，厚度剪切作用和面剪切，如图 2－34 所示。

一般压电材料虽然有很高的电阻率，但仍然是有限的数值。这样由于外力作用所产生的电荷将被慢慢地漏掉，若给压电材料一个静态的偏转值 x，如图 2－35 所示，则所产生的电荷将要通过漏电阻（约为 100GΩ）放电，因而在测量时要求放大器的输入阻抗高于压电传感器的漏电阻。

下面利用压电传感器的等效电路，定量分析压电传感器的动态响应特性。

图 2－36 给出了压电传感器的等效电路。其中 R_1 为传感器的漏电阻，C_t 为传感器的电容，C_c 为电缆分布电容。C_i' 为放大器的输入电容，R_i 为放大器的输入电阻，Q 为电荷源。电荷源 Q 按下式定义：

$$Q = KX$$

式中：K 为比例系数，单位为 C/m；x 为偏转值。

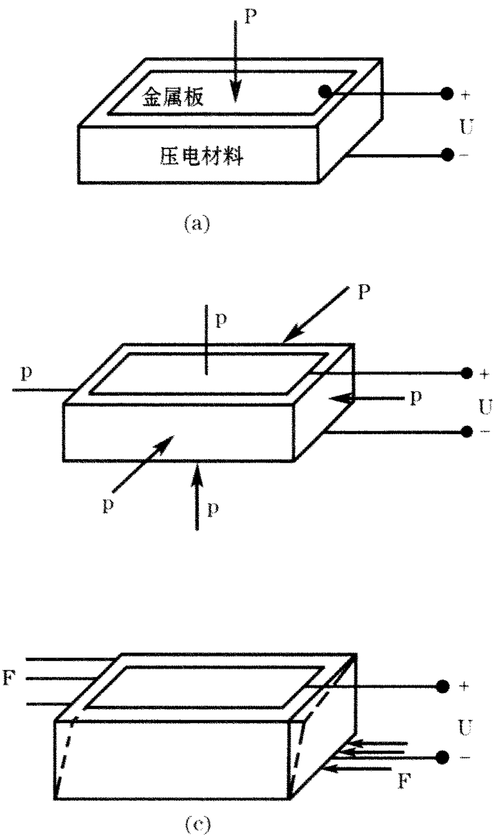


图 2－34　压电换能路器的几种工作模式

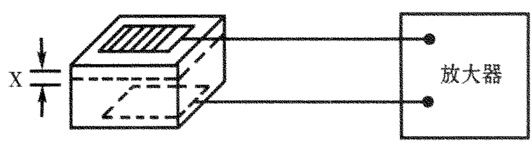


图 2－35　压电传感器的工作原理

为了分析方便，现将电荷源转换成电流源 i_x，可以表示为

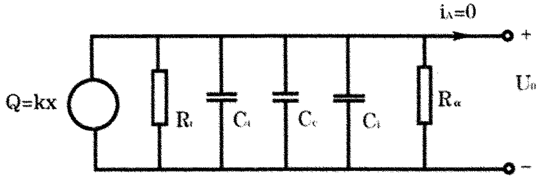
$$i_x = \frac{dQ}{dt} = K \cdot \frac{dx}{dt}$$

由此可画出电流源的等效电路，如图（b）所示。其中各电阻、电容已被合并即 $C = C_t + C_c + C_i'$，$R = R_t /\!/ R_a \approx R_a$。

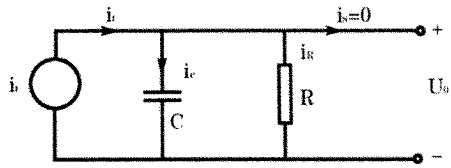
设放大器不吸收任何电流，则得

$$i_t = i_c + i_R$$

$$U_0 = U_C = \left(\frac{1}{C}\right) \int i_c \, dt$$



(a)



(b)

图 2－36　压电传感器的等效电路

$$i_c = i_t = i_R = C\left(\frac{dU_0}{dt}\right) = K\frac{dx}{dt} - \frac{U_0}{R}$$

$$\frac{U_0(j\omega)}{X(j\omega)} = \frac{K_s j\omega\tau}{1 + j\omega\tau}$$

其中：$K_s = K/C$　　K_s 为灵敏度，V/m

$\tau = RC$　　τ 为时间常数

前面已经指出，压电传感器的输出电信号是微弱的电荷，而且传感器本身是具有一定的内阻，输出功率相当微弱，这样就给压电信号的放大在技术上带来了困难，一般要求放大器的前置级具有很高的输入阻抗和低的输出阻抗。通常有二种测量电路形式，即阻抗变换器和电荷放大器。

1. 采用阻抗变换器

采用阻抗变换器作为电压前置放大器，采用这一形式是把传感器的输出看作是电压输出，而配接电压放大器，其输出电压与输入电压（即传感器的输出电压）成比例。如图 2－37 所示，其中 $C_i = C_i' + C_c$。采用阻抗变换器作为前置电压放大器时，整个测量系统对电容的变化很敏感，尤其是连接电缆长度的变化更为明显，由图 2－37 可以看出，压电传感器相当于一个电荷源与一个 RC 电路相并联，当压电传感器工作时，若与一电压放大器相连接，就使得传感器的特性变坏，因为电压放大器存在着输入电容 C_i 和输入电阻 R_i，其中输入电容 C_i 的存在，使压电传感器的电容 C_t 变成（$C_t + C_i$），由于电容的增大，而压电传感器所产生的电荷 Q 不变，从而使压电传感器的灵敏度下降。同样输入电阻 R_i 的存在，使压电传感器的电荷泄漏增

大，尤其是在低频情况下更为严重，使输出电压大大降低。一般压电传感器在低频情况下的截止频率 f_c，可用下式表示

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

其中：

$$C = C_i + C_t$$

$$R = \frac{R_i R_t}{R_i + R_t}$$

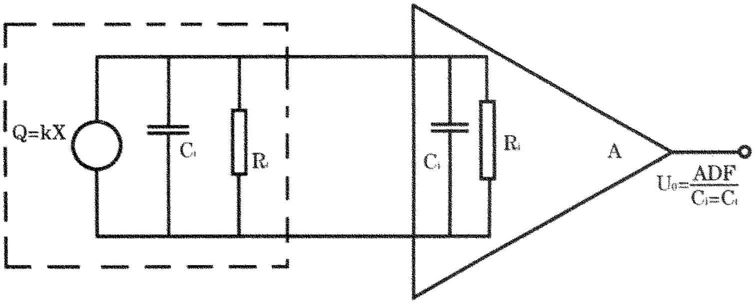


图 2－37　采用阻抗变换器

通常 $R_i << R_T$，所以放大器的输入电阻决定了低频响应，对于 $R_i = 10M\Omega$，$C = 1\ 000pF$ 时，其截止频率为 $f_c = 17Hz$。若把 R_i 增大到 1 000NΩ 时，则其截止频率就可下降到 0.17Hz。即下降了 100 倍。

由上所述，采用电压前置放大将受电缆长度影响很大，限制了它的应用范围。为了消除电缆长度变化所带来的影响，现在多采用把压电元件和前置放大器安装在一起，使传感器能直接输出一个高电平、低阻抗，而且几乎不受电缆影响的电信号，并能直接与显示仪表配接使用。

2. 采用电荷放大器

采用电荷放大器如图 2－38 所示。这时把压电传感器看作电荷信号输出，其输出电压与输入电荷成比例。电荷放大器是一具有高增益的负反馈运算放大器，它有很大的输入电容，因而，系统的灵敏度实际上与传感器对电缆电容无关，因而电荷放大器允许使用较长的电缆。

采用电荷放大器虽然避免了电缆长度变化的影响，但与采用电压放大器相比，其价格高，电路复杂，调整比较困难，因而限制了它的进一步应用。

以上讨论的压电传感器都是工作在低频或中频范围中，而在高频情况下，将要发生机械谐振。在高频端主要用于精密的频率控制或用于调频声波的检测和发射。

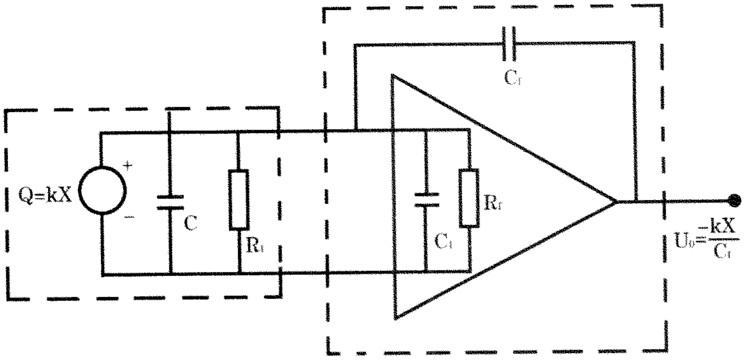


图 2－38　采用电荷放大器

第五节　温度传感器

众所周知，体温高低是一个重要的生理参数，例如拇趾温度下降是休克很好的早期临床预告，患有传染病者体温一般升高，病人麻醉时，其体温下降，因而在临床诊断或生理病理研究中都需要准确地进行测温。

下面将常见的几种温度传感器的工作原理及其测温电路作一简要介绍。

一、热敏电阻

热敏电阻传感器是一种以陶瓷材料制成的半导体。它具有较大的温度系数和长期稳定性，其尺寸可以做得很小，特别适用于生物医学工程上温度的测量，目前，用于生物医学测温的半导体热敏电阻的电阻系数在 0.1～100Ω·m 之间。这些器件体积很小，直径可以做到小于 0.5mm，温度灵敏度可高达每摄氏度－3%～－5%，比金属的温度灵敏度大 10 倍左右，稳定性可长达±0.2%标准阻值/年。常用的热敏电阻有三种类型：

1. 陶瓷负温度系数（NTC）型　它是由某些金属氧化物混合高温烧结制成。也可采用硅、锗、玻璃等半导体材料制成。

2. 正温度系数（PTC）型　它是由钡与锶钛酸盐混合烧结制成。或者在钛酸钡半导体陶瓷中添加微量稀土元素，经配料、成型、烧结制成。

3. 单晶掺杂半导体型　通常为硅，它也具有正的温度系数。

图 2－39（a）给出了各种材料的典型的 NTC 型的热敏电阻零功率电阻率与温度的特性曲线，这些曲线是在相当小的功率下测得的，即其自热完全可以略去。一般

把自热可以略去的电阻称为零功率电阻。

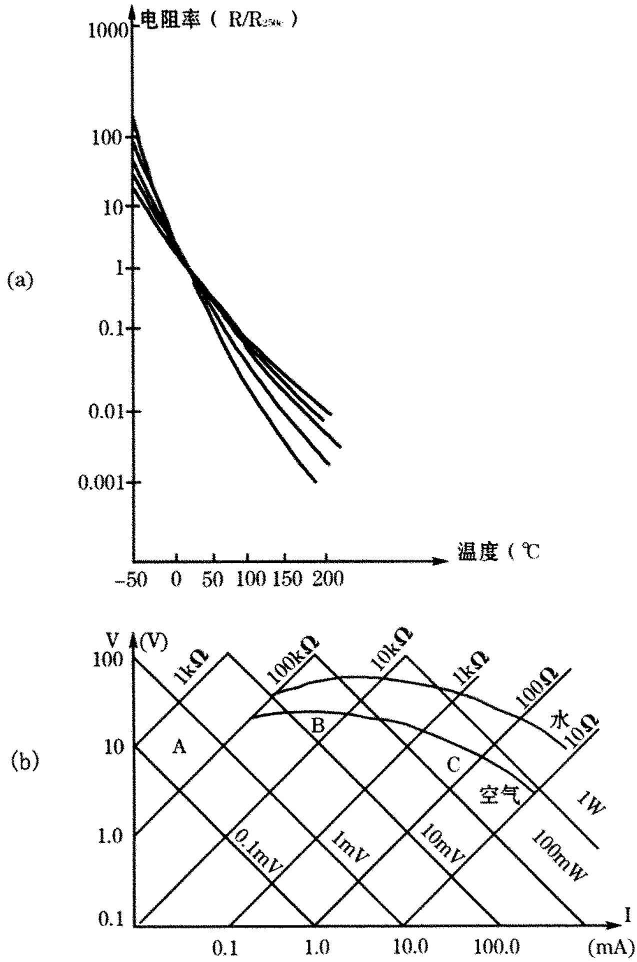


图 2－39　NTC 型热敏电阻零功率电阻率与温度的特性曲线

（a）表示典型的热敏电阻零功率的电阻率一温度特性曲线族；

（b）表示热敏电阻在空气和水中的电压一电流特性曲线

热敏电阻值 R_1 与绝对温度 T 的经验公式为

$$R_1 = R_0 \exp\left[\beta\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)\right]$$

式中：R_0 为温度 T_0 时的热敏电阻值，T_0 为标准参考温度，通常取为 298°K（即 25℃），β 为热敏电阻的材料常数，β 的典型值为 4000°K，其变化范围为（1500 ~ 6000）°K，β 的大小，取决于材料的成分和制造方法，故也称 β 为特征温度。

现取 R_t 对 T 求导数，再除以 R_t，即得到温度系数 α 为

$$\alpha = \frac{1}{R_t}\left(\frac{dR_t}{dT}\right) = -\frac{\beta}{T^2}$$

由此可见，温度系数 α 与温度 T 成非线性关系，α 的值随着温度的增加而迅速减小。

图 2－39（b）给出了 NIC 型热敏电阻在空气和水中的电压——电流特性曲线。该曲线可划分成三个区段：在小电流区段，其自然可以略去，为线性变化区段，其中 A 点是自热可以略去的最大电流值。在电流较大时，增大的功耗使热敏电阻温度高于周围的环境温度，当达到曲线的峰值（B 点）处，阻值增量为零。当电流再大时，就出现负阻关系，在 C 点处即是空气中热敏电阻最大的安全连续电流，若超过 C 点，热敏电阻将有受热损坏的危险。

从以上的分析可以看出，热敏电阻的线性化区段很窄，因而在热敏电阻线性化的设计中，提出了一些使热敏电阻阻值——温度特性曲线线性化的各种电路，下面介绍二种使热敏电阻线性化的常用电路。

1. 在热敏电阻上并联一个电阻 R_p

图 2－40 给出了在热敏电阻 R_t 上并联一个电阻 R_p 的线性化电路。该电路适用于热敏电阻用恒流源，并且利用热敏电阻二端的电压大小指示温度的数值，并联电阻 R_p 的数值可由下式求出

因为 $$R_{ab} = R_p // R_t = \frac{R_p + R_t}{R_p + R_t}$$

取温度量程的中点 T_m 与线性化的热敏电阻曲线的拐点相重合，即这个拐点刚好对应温度变化范围的中点，由此可以求出

$$R_p = R_{tm}\frac{\beta - 2T_m}{\beta + 2T_m}$$

其中 R_{tm} 是热敏电阻在量程中间处的温度 T_m 时的阻值。

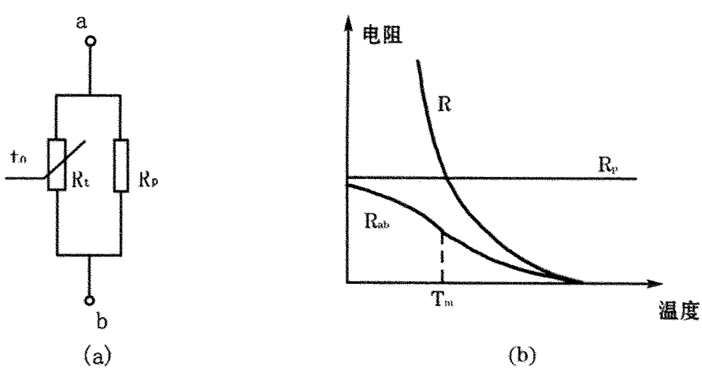


图 2－40 热敏电阻上并接电阻，使其线性化的原理电路

2. 在热敏电阻上串接一个电阻 R_s

图 2－41 给出了在热敏电阻 R_t 上串接一个电阻 R_s 的线性化电路，该电路适用于热敏电使用恒压源，而用测量流过热敏电阻的电流来表示温度的数值，电路中串联电阻 R_s 的数值也可采用上述类似的方法，求出电导——温度特性曲线线性化的 R_s 的阻值。即

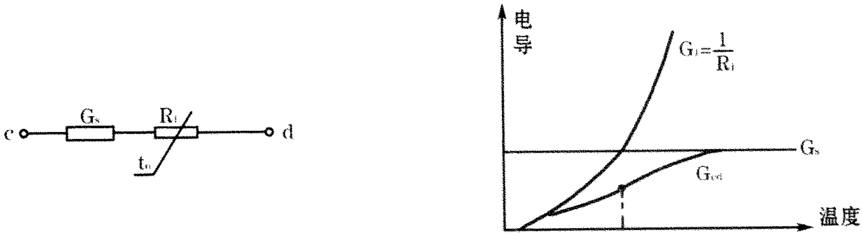


图 2－41 在热敏电阻上串接一个电阻 R_s 的线性化原理电路

$$\frac{1}{R_s} = C_s = C_{tm}\frac{\beta - 2T_m}{\beta + 2T_m}$$

式中：G_{tm}是热敏电阻在量程中间温度 T_m 时的电导值。

在采用串接电阻使热敏电阻线性化的方案中，若取 $\beta = 3000°K$，$T_m = 300°K$，则 $G_S = 1.5G_{300}$；

若温度的变化范围为 ±10℃时，其线性偏差小于 0.03℃；若温度变化范围为 ±15℃，则线性偏差为 0.1℃。上述数据是 Beakley 的典型实验数据，说明采用这种线性化的方案可以取得比较满意的结果。

采用上述措施使热敏电阻线性化是其优点，也是问题的主要一面，它相应地带来一个问题，即线性化后其有效温度系数下降，由温度系数 α 的定义式很易求得在并联和串联的线性化电路中的温度系数 α

$$\alpha_{并联} = +\frac{(\beta/T_m)\ 2}{R_{tm}/R_p + 1}$$

$$\alpha_{串联} = -\frac{(\beta/T_m)\ 2}{G_{tm}/G_s + 1}$$

若采用 Beakley 的典型数据，即可算出当电路中串联最佳的阻值时，其温度系数 α 也要从没有串接情况下的 3.3%/℃下降到 2%/℃。目前，利用热敏电阻进行测温，大多采用二种形式，一种是直接测量热敏电阻两端的电压或流过的电流；另一种是将热敏电阻作为桥路的一部分进行测量，现分别介绍如下。

（1）直接测量热敏电阻中所流过的电流

图 2－42 给出了直接测量热敏电阻中所流过的电流原理电路图。其中 R_s 为一串接电阻，使 R_t 线性化；R_t 使用 50mV 的电压源供电，电位器 W_1 用以校准 50mV 电

压源的数值。由于放大器的输入阻抗很高，故流过反馈电阻 R_f 的电流 i_f 将等于热敏电阻电流 i 减去失调电流 i_0 即 $i_f = i - i_0$，因而放大器的输出电压 U_0 与热敏电阻电流成线性关系。由于热敏电阻已经线性化，故输出电压 U_0 与温度亦成线性关系，该电路测量温度范围为 0～40℃，最大线性偏差为 0.15℃。电路中 W_2 为调零电位器，其输出电压 U_0 为

$$U_0 = (i - i_0) R_f \qquad U_0(20t) = 0.5V$$

$$U_0 = (0℃) = 0V \qquad U_0(40℃) = 1.0V$$

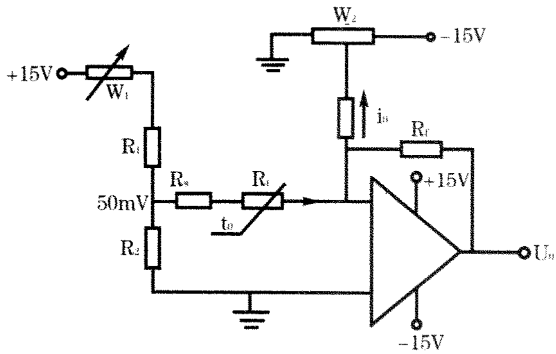


图 2－42　直接测量热敏电阻中所流过的电流

（2）桥式电路

桥式电路用于测量很小的温差，具有更高的精度，在生物医学中得到了应用，例如量测某些细胞或亚细胞质的反应热，量测机体的两个区域之间的温差均采用桥式电路，下面介绍二种电路形式，即直流温差电桥和交流温差电桥。

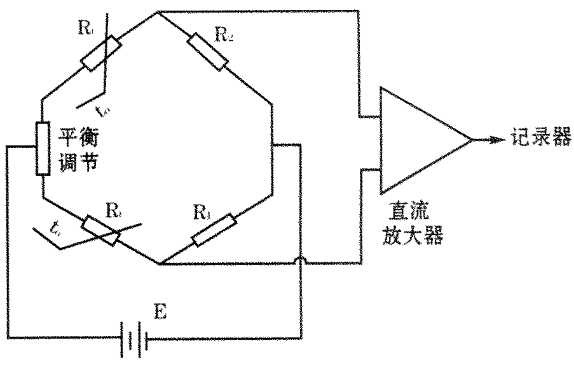


图 2－43　直流温差电桥

直流温差电桥，如图 2－43 所示。其中热敏电阻民 R_{t1}，R_{t2}是在 25℃时配对成

±1%的珠状热敏电阻。该直流温差电桥可以获得在满度输出的情况下得到小于1%的线性度。该直流温差电桥的输出电压的稳定性很好。这是由于即使在0.01℃的温差下，电桥的输出电压仍然比优质的集成运算放大器的直流漂移要大。因此这种直流温差电桥的直流稳定性一般是不成问题的，它可用于检测小到10^{-5}℃的温度差。若要求更高的灵敏度时，可采用交流差动电桥（交流温差电桥）。

交流温差电桥，如图2-44所示。主要用于测量细胞器反应所产生的微量温升。这种交流温差电桥比直流温差电桥有更高的灵敏度。在这个系统中，桥路内部产生的寄生热电势问题可以避免。由于通常信号带宽小于10Hz，一般可以采用固有噪声低的窄带放大器，而载波频率的大小选取在频谱的低端，这样由热敏电阻和放大器输入级所产生的f_1噪声即可极大地避免。但也相应地产生一个问题，即在工作于较高的激励频率时，电路中二个热敏电阻的电容。不平衡，通常解决的方法是在一只热敏电阻上并上一只固定电容，在另一只上并一可变电容，通过调整可变电容，用以消除两个热敏电阻容抗的不平衡，用这种办法可以调整到当热敏电阻的温差为零时桥路达到平衡。

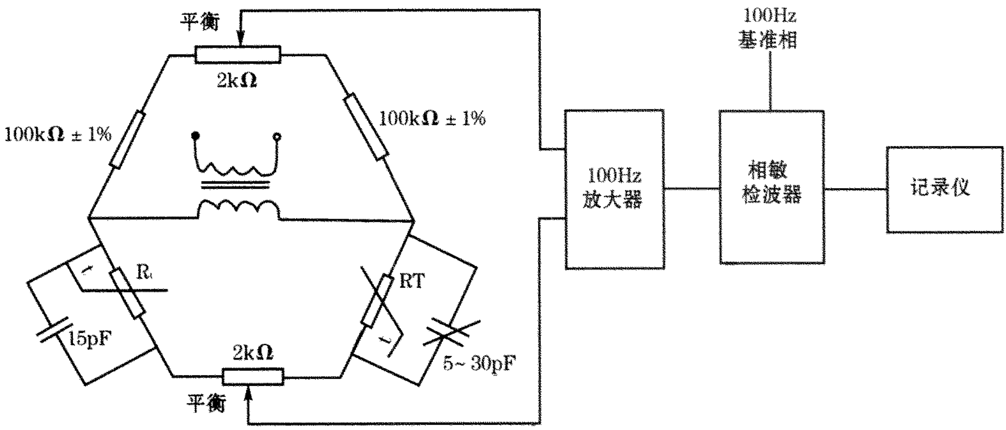


图2-44　交流温差电桥

在这个系统中相敏检波器用以解调，将解调出的信号送入记录器进行记录。

在上述系统中，通常使用的热敏电阻有各种形状，例如球形、片形、垫圈形和棒形等。其中玻璃封装的珠状热敏电阻，如图2-45所示，在生物医学工程中得到广泛的应用。其玻璃外层用以保护热敏电阻免受放置环境的侵蚀，而对系统的热响应时间没有重大的影响，这些热敏电阻的尺寸很小，可以放在导管或皮下注射针头的尖端，可以制成各种特殊的测温探头进行温度的测量。

二、热 电 偶

热电偶在生物医学测温方面也得到了广泛的应用。它的优点是尺寸可以做得很小，热电偶也和热敏电阻一样，也可以放入导管和注射针头中进行测温。另外，热电偶容易制造，响应速度快，时间常数小到 1ms，并且长期稳定性好。与热敏电阻相比，热电偶的缺点是输出电压小，灵敏度较低，并且测量时需要有基准温度或基准补偿器，给其进一步应用带来了不便，下面简要地介绍一下热电偶的基础知识及其应用。

（一）热电偶的基础知识

1821 年 Seebeck 发现了二种不同金属所组成的闭合回路，若其两上结点处在不同的温度下，则回路中有一电流流过；如图 2－46（a）所示。即两个结点之间存在着热电势，这是热电偶测温的基本原理，其热结点吸收热量，若在二种不同金属所组成的闭合回路中，接入一个电池，如图 2－46（b）所示，则流过的电流造成一结点吸收热，另一结点放出热，这一效应，习惯上称为致冷效应。它是热电致冷的理论基础。

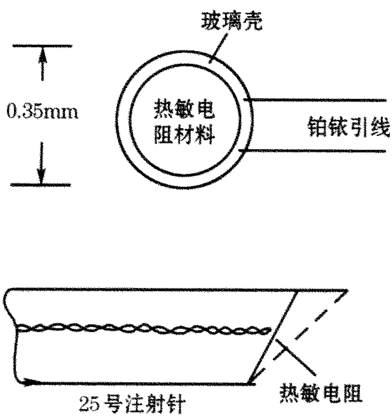


图 2－45　玻璃封装的珠状热敏电阻

Seebeck 热电势 E 与结点绝对温度 T_1、T_2 的关系，可用下式近似表示出来。

$$E = \alpha (T_1 - T_2) + \gamma (T_2^2 - T_2^2)$$

式中：α、γ 为热电偶常数。

此式表示热电势的大小不仅和结点温度差有关，也与其温度的绝对值有关，一般在（$T_1 - T_2$）不太大时，如在 0～50℃量程内，可近似认为是一线性关系。

一般把对上式的微分定义为热电偶的灵敏度 S，或热电势功率，即

$$S = \frac{dE}{dT_1} = \alpha - 2\gamma T_1$$

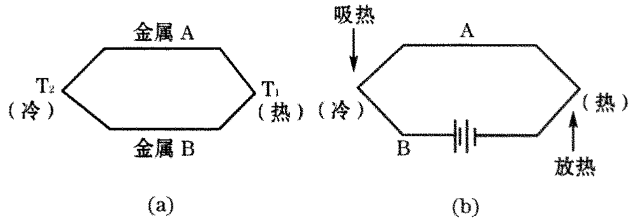


图 2－46　热电偶的基本工作原理

通常以 μV/℃作为 S 的单位，普通的热电偶在 20℃时，其灵敏度 S 的变化范围为（6.5～80）μV/℃。

图 2－47（a）给出了两种不同金属 A、B，在两个不同温度 T_1、T_2 时的热电偶电路，其中 C、D 两点间的电势是两个结点温差和两金属特性的函数。在实际应用时，一个结放在一个恒定的已知温度中，例如恒温箱中，作为参考温度，以便检测未知的温度。为了正确的使用热电偶进行测温，有必要了解一下有关热电偶的三个经验定律。

第一定律，亦称均匀电路定律，它表示只要结点温度保持不变，沿一均匀导线的温度梯度不影响热电势的大小，因而图（b）电路中导线 B 部分地处于不同的温度中，它对热电势的形成没有影响。

第二定律，亦称中间金属定律，它表示若在线路中引入第三种金属 C，如图（c）所示，若二个新形成的节点处于同一温度中，则其净电势不变，利用这一定律可以设计合理的引出线。

若把第三金属 C 引入于金属 A、B 之间，如图（d）所示，若结点 AC 和 CB 都处于同一温度 T_1 中，则净电势也不变。

第三定律，亦称级连或中间温度定律，它表示若一热电偶，当其二结点处于温度 T_1 和 T_2 时，所产生的电势为 E_1；若在温度为 T_1 和 T_3 时，所产生的电势为 E_2，则当温度为 T_2 和 T_3 时，将产生的电势为（E_2-E_1），如图（e）所示。这一定律有助于利用已知参考结温推导的校正曲线来确定其他参考结温的校正曲线。

（二）热电偶的实际应用

欲准确地测量出结点的温度，必须在基准结点（参考结点或热电偶的自由端）的绝对温度已知条件下才能由热电势求出。因为热电偶的输出电势决定于热电偶两端的温度差，即热电势 E 是温度 T_1 和 T_2 的差值函数，为了便于测量，总要把自由端（冷端）的温度 T_2 固定为某一常数，使热电偶只随热端温度而改变。但在实际工作中，热电偶的工作端（热端）与自由端（冷端）相距较近，自由端又暴露于空间，容易受到测量对象和周围环境温度波动的影响，因而自由端温度很难保持恒定，这样就必然产生测量误差。为了消除这种误差，一方面可把自由端放入冰水混

合的保温瓶中，或放入加热的恒温器中。另一种较为简便的方法是采用基准温度补偿器（或冷端补偿器）。

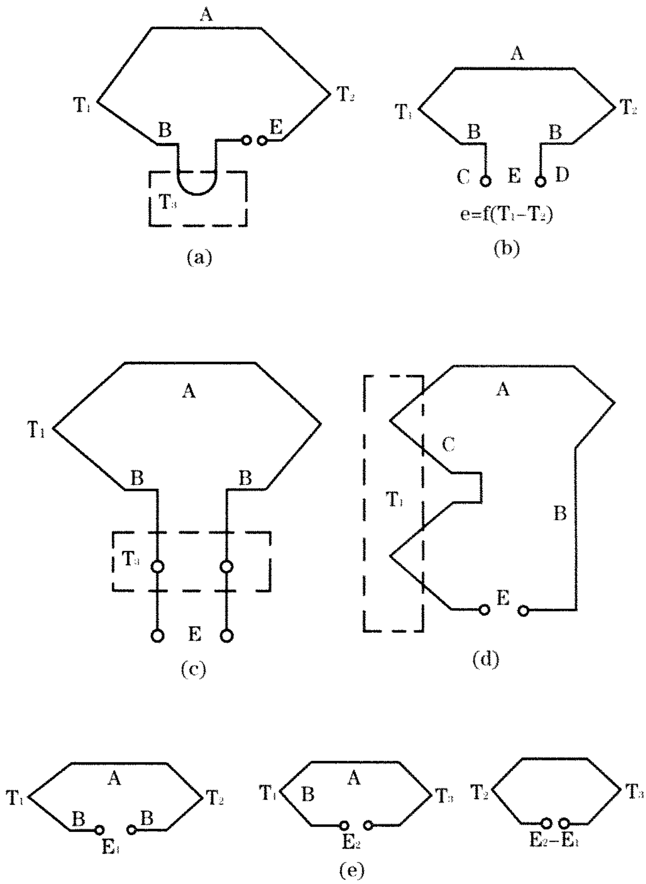


图 2－47　热导电偶电路及其特性

如图 2－48 所示，在补偿桥路中，热敏电阻 R_t 是一个桥臂，当环境温度，亦即盒内温度改变时，补偿桥路便产生一电势。设计时使这一电势的大小刚好能抵消结点 AC（亦位于环境温度 T_2 之中）中所产生的电势变化。从而使冷端得到温度补偿。

若基准温度补偿器被设计成模拟冰点，则桥路补偿应调整到当 T_1 为冰点时，总的线路电势为零。当然，若盒内有大幅度的温度改变时，将带来误差，对于中等的波动（±5℃），其基准温度偏离 ±0.2℃。

若热电偶用于检测温度变化较小的场合，常采用串联电路，即将若干个热电偶串接在一起组成热堆可以提高其灵敏度，如图 2－49 所示。但要注意，每个热电偶都要使用同一个参考温度。

若热电偶用于检测若干点的平均温度，可以采用并联电路，如图 2－50 所示。

其输出电势为三个热电偶输出的平均值。即

$$E = \frac{1}{3}(E_1 + E_2 + E_3)$$

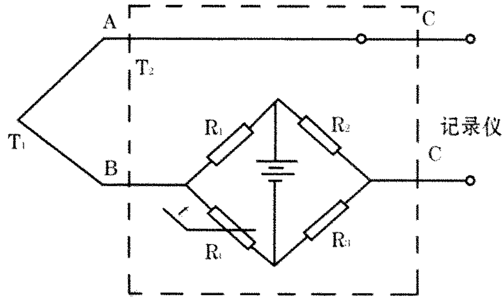


图 2－48　基准温度补偿（冷端补偿器）

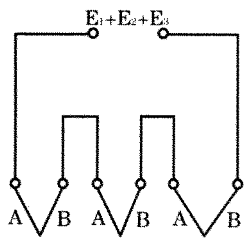


图 2－49　热电偶的串联

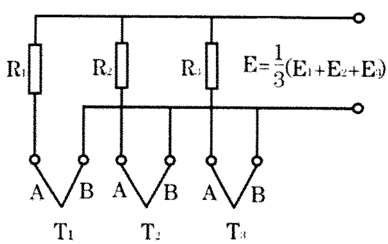


图 2－50　热电偶的并接

一般热电偶输出的记录部分，可以采用直读式的数字电压表直接读出所要检测的温度。或用自平衡电位差计描出温度曲线进行记录。

三、相变测温

相变测温一般包括液晶测温和固体液体跃迁测温，现分别介绍如下。

一般液晶是指液态的晶体，它是液体与晶体的中间状态，它存在于一定的温度

变化范围。它兼有液体与晶体的双重性质。即有液体的流动性，又有晶体的有序性。

液晶通常可以形成液滴，它与一般液体的液滴不同，普通液体的液滴成球形，而液晶的液滴成长方形，这是因为液晶分子都是长方形的，其分子排列有二种类型，一类是分子彼此平行排列，另一类是分子间不但彼此平行，而且形成层次，由此可见，长分子排列是液晶结构的特点，它的很多物理性质都与其结构有关。

液晶在改变本身状态时，同时改变它对光的散射和吸收，也就是说，液晶的光学特性随着温度的变化而改变。

目前采用人工合成的方法可以制成多种类型的液晶，它在一定的温度下，若用白光照射，则可观察到它具有一定的特征色，例如，某些胆甾醇脂的混合物，当从38℃加热到40℃时，则颜色从红色到橙、黄、绿、青、蓝、紫。其颜色变化的温度范围可以由调节混合物的比例成分来改变。另外，某些胆甾醇脂具有相当固定的跃迁温度，例如

$$\text{固体} \xleftrightarrow{74℃} \text{Semitic 液体} \xleftrightarrow{76.3℃} \text{胆甾醇液体} \xleftrightarrow{42.1℃} \text{各向同性液体。}$$

根据上述胆甾型液晶的特性，在生物医学中用来检查动脉血栓、表浅肿瘤，特别是甲状腺和乳腺肿瘤。测温时，可先在患者身上涂一层黑色水溶性物质，以便较好地显示液晶的颜色。由于液晶被涂在上面，而任何炎症都会引起体温升高，这样一来液晶的颜色将随着温度的变化而改变，其温度的数值可用颜色图谱查出。

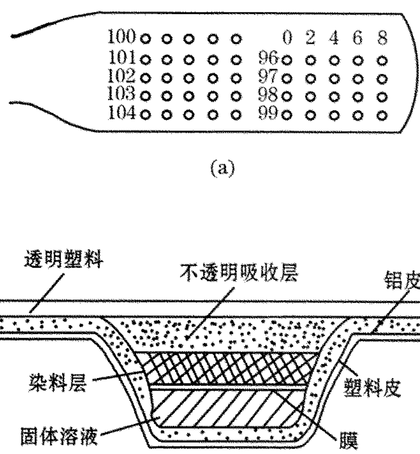


图 2-51　数字式温度计

（二）固体-液体跃迁测温

这是化学测温的另一种形式，它是利用某些物质具有一定的固—液相跃迁温度，例如，1-溴-2-硝基苯及1-氮-2-硝基苯的混合物即有一精确的熔点，熔

点的高低取决于混合物的组份，一般将这样的物质叫做固体溶液，其熔点包括了临床温度计所需要的温度变化范围（96～104.8°F）。通常利用45个元件的阵列显示患者体温的数字读数。其中各个元件与其相邻元件的熔点相差0.2°F。图2－51（a）给出了此种化学测温的数字读数式测温计。

为了给这种温度计提供一个永久性的目视指示，可采用图2－51（b）所示的结构设计，在检测前，铝凹坑中的固体溶液与染料层被一薄膜隔开。在检测时，当把温度计从特制的保存盒中取出时，盒中的小滚子将薄膜压破，当某一元件的熔点超过时，液体流入染料层，使染料熔解，在每一井口的上层有一不透明的白色吸收层（如滤纸），它与熔解染料接触时改变颜色，从而提供了一处固体溶液相的永久性目视指示，便于使用者直接读出温度数值。

第三章　心电仪器

心电仪器是常用的现代临床医用电子仪器。为了对其原理、结构和临床应用有一个比较完整的概念，下面分别介绍心脏的解剖及生理功能、心电信号的产生和特殊传导系统、正常心律和异常心律、心电向量及常规导联，最后再介绍几种典型的心电仪器：心电向量图机、心电图机、除颤器和心脏复律器。

第一节　心脏的解剖及生理功能

心脏外形像一倒置的桃子，心尖在左前下方，心底朝向右后上方，心脏依靠与其连接的大血管及心包膜所固定。肺动脉在前，主动脉在后。右上为上腔静脉，右下方为下腔静脉，其后上方连接左右对称的肺静脉，如图 3－1 所示。

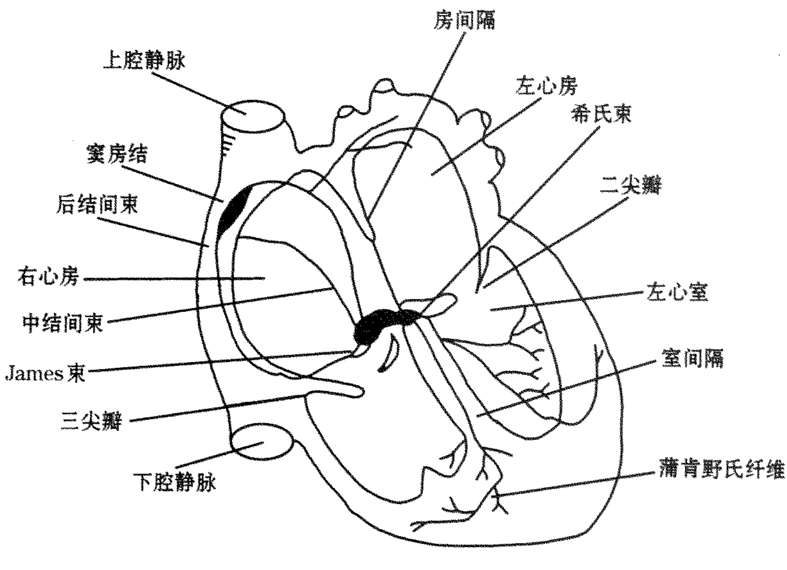


图 3－1　心脏解剖图

心脏是一个中空的肌质器官，内部被一完整的间隔分成互不相通的左右两个部分，每侧又分为心房和心室，心房和心室间可借房室口（二尖瓣和三尖瓣）相连通。因此，心脏被分为四个腔，即右心房、右心室、左心房和左心室。

一、右心系统

1. **右心房**　为一不规则的卵圆形空腔。壁薄腔大，前壁向右侧突出，称为右心耳。上方有上腔静脉，右下方有下腔静脉，全身的静脉血由此流入右心房。

2. **三尖瓣装置**　三尖瓣环为心脏纤维支架的一部分，呈环圆形，是右侧房室的分界处。

三尖瓣为一帆样膜，其间有三条沟将其分成三个瓣。前叶最大，似三角形，与肺动脉漏斗部相连。后叶分成数个小瓣，内侧瓣有 3/4 附于室间隔膜的后部。

三尖瓣的三个瓣叶连着三个肌柱。

3. **右心室**　类似一个三棱形锥体，尖向下，底相当于右房室口，其前方直接接触胸骨及肋骨，下壁邻近膈肌，内壁则为室间隔。

二、左心系统

1. **左心房**　构成大部分的心底，位于主动脉和肺动脉的后方，向前左方突出部分叫左心耳。左房内腔平滑，两侧有四个肺静脉，左房的左前下部有左房室口，通向左心室。

2. **二尖瓣装置**　包括三个部分：

二尖瓣环，呈卵圆形，环的前方肥厚，后方薄弱。二尖瓣环在体表的投影，相当于胸骨左缘第 4 肋间胸肋关节处。

二尖瓣分前叶、后叶和瓣膜交界区三部分。

二尖瓣膜下有乳头肌和腱索，分别连接着瓣膜，呈关闭状态。瓣膜不是线状结合，而呈凹面向右的弧状新月形。

3. **左心室**　呈一横形扁平的圆锥体，底部有两个口，较小的是主动脉瓣口，较大的为左房室口。从体表面投影看，左室大部分在胸骨线左侧。

4. **主动脉管**　由主动脉漏斗部、主动脉瓣口和根部组成。

三、心脏的间隔

由分隔左右心腔的肌肉和薄膜所组成。上部处于两房之间者称房间隔，比较平整。下部处于两室之间者称室间隔，大部分由肌质组成，较厚，仅上方部分较薄。

以上主要叙述心脏的主要结构，下面简要地介绍其功能。

心脏连接着动脉和静脉，为血管系统的枢纽，是血液循环的原动力。左房收容经肺交换后而含氧的血液，在舒张期经二尖瓣口流入左心室。左室收缩时，血液通过打开的主动脉瓣口进入主动脉，再由动脉系统把含氧血送到全身，在毛细血管进

行气体及养料交换，再由静脉系统，通过上下腔静脉流入右心房。当心脏舒张时，右房血液通过打开之三尖瓣口而流入右心室。当右心室收缩时，右室的血经肺动脉进入肺部进行气体交换，然后再流入左心房。这样周而复始的循环，即

↗肺静脉——→左心房—|→左心室——→体动脉↘

肺毛细血管　　　　　　　　　|　　　　　　　　　　体毛细血管

↖肺动脉←——右心室←|—右心房←——体静脉↙

|←肺循环（小循环)→|←——体循环(大循环)→|

体循环和肺循环互相连接，构成一个完整的循环机能系统。心脏的节律性活动及心瓣膜有规律的开启与关闭，使血液能按一定的方向循环流动，完成物质运输体液调节等机能。

由上可知，心脏是一个由心肌组成的空腔器官。它有节律地收缩和舒张推动着血液不断循环流动。心脏的这种射血机能虽然是依靠心肌的收缩和舒张的机械变化来完成的，但是应当注意，在其机械变化之前，每一个心肌细胞都是先兴奋再产生动作电位，再通过所谓兴奋——收舒偶联，触发心肌产生收缩反应。另外，心脏中还存在着一些特殊分化了的心肌细胞，组成了一个特殊传导系统。这一特殊传导系统的细胞和结构具有自动地产生兴奋的能力，又有较快的传导速度。其动作电位在整个心脏进行有节律、有顺序的传播，决定着心脏进行有节律、有顺序地收缩和舒张。为了说明这一过程产生的机制，进一步了解心电信号的产生和传导，下面简要介绍心肌细胞和特殊心肌细胞的电生理。

第二节　心肌细胞和特殊心肌细胞的电生理

心肌细胞和其他的可兴奋细胞一样，其兴奋的标志也是视其是否产生动作电位。实验证明，应用细胞内微电极技术，即可观察记录离体心肌组织或在体心脏单个心肌细胞的跨膜电位。心肌细胞的跨膜电位是指心肌细胞膜内外两侧的电位差，包括在静息状态下的静息电位和兴奋时的动作电位。

一、心肌细胞跨膜电位的形成机制

心肌细胞静息电位的形成机制和神经纤维基本相同，也是取决于细胞膜两侧 Na^+ 和 K^+ 的不均匀分布，以及细胞膜对 Na^+、K^+ 等离子的通透性具有选择性而形成的。

静息电位产生的机制比较简单，主要是由于静息时细胞内高浓度的 K^+ 向膜外

扩散而产生的。当 K^+ 外移使膜内外形成一定的电位差时，此电位差即可阻止 K^+ 的进一步向外扩散，而形成动态平衡。也就是说，心肌细胞的静息电位即相当于 K^+ 的平衡电位。当心肌细胞受到刺激而兴奋时，首先是膜对各种离子的通透性发生改变，发生了有关离子的跨膜运动，从而形成了动作电位的除极和复极过程。其除极和复极过程共分五个时期，如图 3－2 所示。

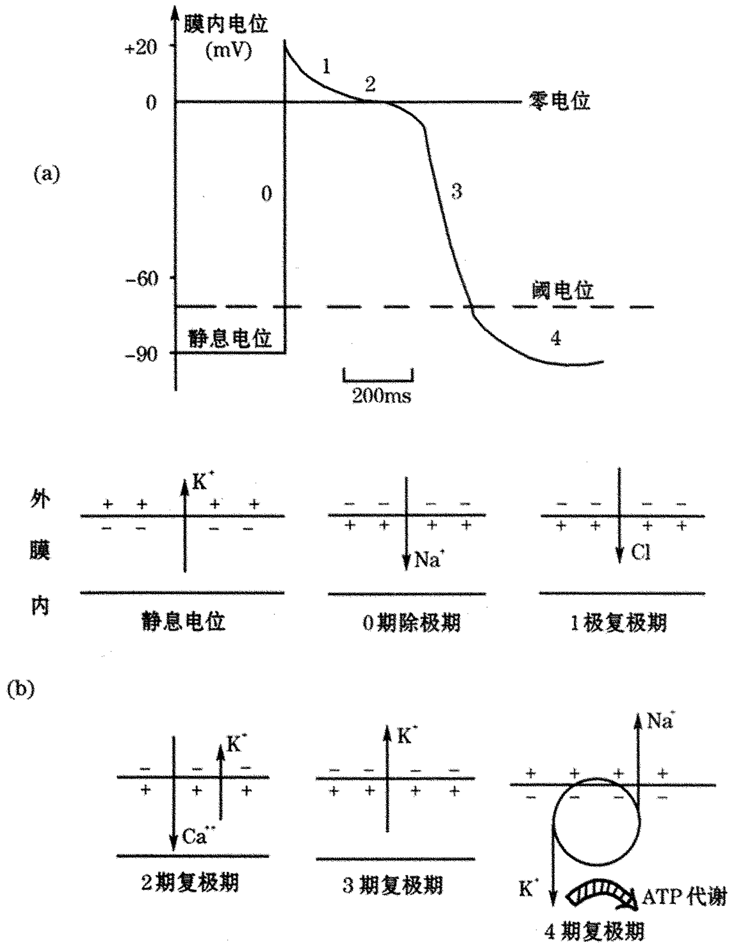


图 3－2　心肌细胞的跨膜电位及其主要离子运动示意图

（a）心肌细胞的跨膜电位曲线　（b）离子运动示意图

（一）除极过程（亦称 0 期）

心肌细胞兴奋时，膜内电位从安静状态下的－90mV（静息电位）上升到约 30mV，也即上升 120mV 左右，此时膜的外正内负的极化状态，首先发生部分除极进而达到完全除极，构成动作电位曲线的上升支，它能引起兴奋在心内的传导和心肌细胞的收缩。在除极过程中，当除极达到“阈电位”（相当于心肌细胞膜内电位由

静息状态时的 –90mV 上升到 –70mV 时），便激活了镶嵌在细胞膜上的 Na^+ 通道蛋白质，使它发生了一次构型变化，造成钠通道的开放，于是膜对 Na^+ 的通透性急剧升高。由于膜外 Na^+ 浓度大于膜内，且膜外电位为正，膜内为负，因而进一步促进 Na^+ 内流，而 Na^+ 的迅速内流，使膜内电位急剧抬高，直至形成新的平衡。形成内正外负的除极状态。这里钠通道激活迅速，除极过程很短暂，仅占 1～2ms。其膜内电位上升最高速度可达 800mV/s。故 Na^+ 通道亦称“快通道”。

（二）复极过程

心肌细胞膜除极以后，即开始复极，其复极过程较慢，大约要 200～400ms 才能完成。在此时间内共包括四个时期。

1.1 期（亦称快速复极初期）

心肌膜电位在除极达到顶峰后，快速下降形成复极化 1 期，除极 0 期和复极化 1 期合成峰电位。此峰电位约占 10ms 左右。在复极化 1 期形成期间，Na^+ 通道关闭，Na^+ 停止内流，而细胞膜对 Cl^- 的通透性增高，产生 Cl^- 内流，因此膜内电位迅速下降，从而形成复极 1 期。

2.2 期（亦称缓慢复极期或平台期）

2 期是心肌细胞区别于神经或骨骼肌动作电位的主要特征，表现为膜电位下降极为缓慢，基本上停滞在接近零的等电位状态，形成一平台状曲线，此期约占 100ms，是心肌细胞动作电位延长的主要原因。在 2 期形成过程中主要是由于 Ca^{2+} 缓慢持久地内流形成的。一般心肌细胞膜外 Ca^{2+} 浓度高于膜内，静息时膜对 Ca^{2+} 没有通透性，当膜除极到一定水平，例如膜内电位高于 –55mV 以后，膜上一种与 Ca^{2+} 通透有关的蛋白质被激活，出现构型改变而造成所谓“钙通道”开放。其激活与失活过程均较缓慢，故也称为慢通道。它主要是对 Ca^{2+} 通透，但通透性不高，因而对 0 期除极所起的作用不大，而在复极 2 期，Ca^{2+} 由慢通道缓慢持久地内流，与此同时仍有少量 K^+ 外流。因此复极过程中由于这两种离子的作用，形成一段平台状曲线。

3.3 期（亦称快速复极末期）

3 期与一般神经纤维的复极过程相似。膜内电位较快地下降、恢复膜的外正内负的极化状态，达到静息电位水平，完成复极化过程。3 期所占时间约为 100～150ms，在 3 期过程中，膜对 K^+ 通透性增高，并且由于 Na^+、Ca^{2+} 的内流，膜内正离子较多，膜内电位较正，因而膜内外 K^+ 的浓度差和电位差都对 K^+ 的外流起促进作用，因此 K^+ 迅速外流，膜内电位较快地下降，直至恢复到外正内负的静息电位水平。

4.4 期（亦称静息或舒张期）

4 期是指膜复极化完毕和膜电位恢复后的时期。在一般的心房肌和心室肌细胞，4 期电位保持在稳定的水平，即达到静息电位的数值，而对窦房结以及特殊传导纤

维，其 4 期电位并不保持稳定的水平，而是缓慢地逐渐增大，这与这些细胞的机能特征有关。关于这个问题，下面还要详细叙述。在 4 期形成过程中，其离子运转过程是这样的，即在 3 期复极完毕后，心肌细胞的膜电位虽然恢复，但由于在形成动作电位的过程中，有一定量的 Na^+、Ca^{2+} 内流和 K^+ 外流，以致膜内外的离子浓度均有改变，4 期开始以后细胞膜的离子转运机能增强，排出内流的 Na^+ 和 Ca^{2+}，并摄回外流的 K^+，使膜内外的离子浓度逐渐恢复，使膜两侧电位差逐渐稳定在静息电位的水平。

心肌细胞膜的离子主动运转过程中与神经细胞类似，是依靠"Na^+ – K^+ 泵"完成的，而 Ca^{2+} 的主动转运也靠"Na^+ – K^+ 泵"及其所形成的跨膜 Na^+ 浓度。细胞外 Na^+ 浓度升高，可使 Na^+ – Ca^{2+} 交换增强，Ca^{2+} 外运增多，结果细胞内 Ca^{2+} 浓度下降。反之，膜外 Na^+ 浓度降低，则 Na^+ – Ca^{2+} 交换减弱，Ca^{2+} 外运减少，从而使膜内 Ca^{2+} 浓度增高。

近年来的实验表明，窦房结与房室交界的细胞膜可能只有慢通道而没有快通道。静息电位较大（大于 –70mV），在发生兴奋时只有膜的慢通道激活，靠 Ca^{2+} 内流而形成动作电位。这些心肌细胞除极速度慢，动作电位幅度小，传导速度慢，称为慢反应细胞。它们的动作电位称为慢反应电位。而心肌、心室肌、心房传导组织以及房室束—蒲肯野氏纤维和前面描述的心室肌一样，静息电位均较小（–90mV），除极速度快，动作电位幅度大，传导速度快，故称快反应细胞。相应的动作电位亦称快反应电位。各种心肌细胞的动作电位曲线如图 3 – 3 所示。

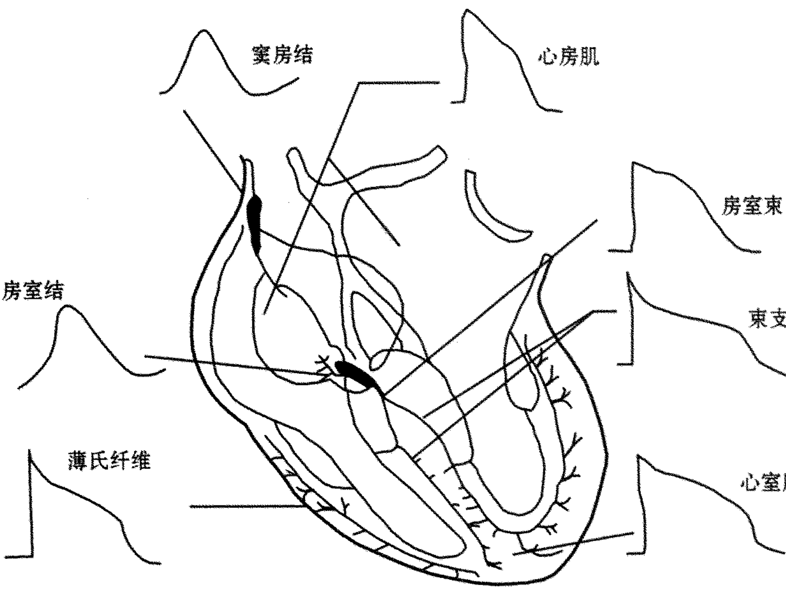


图 3 – 3　心脏不同部位的心肌细胞动作电位曲线

二、心肌细胞的兴奋性

一般心肌细胞的兴奋性是以阈刺激的大小来衡量的。阈刺激就是能使心肌细胞膜除极并达到阈电位引起动作电位扩布的最小刺激。阈刺激愈小，表示兴奋性愈高。心肌细胞的刺激阈（或阈刺激）通常是指处于舒张状态下的心肌细胞而言的，所以又称舒张阈。

（一）心肌细胞兴奋性的周期性变化

采用测定阈刺激的方法，可观察到心肌在一次兴奋后的不同时期内，它们的兴奋性发生周期性变化，这和跨膜电位发生的一系列变化有关，如图 3－4 所示，可分为以下几个时期。

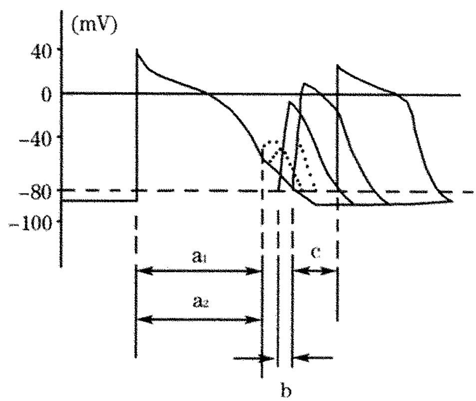


图 3－4　心肌的动作电位与兴奋性变化的关系

a_1：绝对不应期　a_2：有效不应期　b：相对不应期　c：超长期

1．绝对不应期与有效不应期　心肌发生兴奋后，从动作电位的 0 期除极开始到 3 期复极达到－55mV 左右的时间内，即使采用比阈刺激大 1 000 倍以上的强大刺激，也不能使膜发生除极或兴奋（包括局部除极与局部兴奋）。这一时期称为绝对不应期。这是因为此时膜电位太小，Ca^{2+} 不能内流。当复极从－55mV 到－60mV 的这段时间内，采用强大的刺激已可使膜发生部分除极或局部兴奋，但仍不能产生全面除极，即不能产生动作电位或扩布性兴奋。因此，从除极开始到 3 期复极达到－60mV，这一段不能产生动作电位（扩布性兴奋）的期间，称为有效不应期。

2．相对不应期　从有效不应期完毕（此时的跨膜电位约为－60mV）到复极过程大部分完成（此时的跨膜电位为－80mV）的期间，用高于正常阈值的较大刺激可引起动作电位，产生扩布性兴奋。由于此时的膜电位较正常舒张期的膜电位（－90mV）高，因此在这段时间内所产生的兴奋的 0 期除极速度和动作电位的幅度都比正常小，也就是说，0 期除极这段电位曲线的斜率及其幅度都比正常值低，因此兴

奋的传导也比较慢。另外，在相对不应期内，K^+ 有迅速外流的趋势，所产生的动作电位经历的时间较短，因而不应期也较短。由此可见，在相对不应期内传导缓慢和不应期短，与相对不应期内发生兴奋时易于导致心律失常有关。这一点对非同步型心脏起搏器的设计有着重要的指导意义。关于这一属性，在心脏起搏器一节中将要详细叙述。

3. **超常期** 在复极化完毕前，从膜电位 -80mV 到 -90mV 这一短短时期内，膜电位的水平比舒张期的电位更接近阈电位，因而引起兴奋所需的阈刺激也较小，即兴奋性高。一般将这段时期称为超常期。在这段时间内，膜电位较小，故所产生的动作电位的 0 期除极速度和动作电位的幅度仍然低于正常的数值。

当膜复极完毕到达静息电位时（或舒张电位时），兴奋性恢复正常。

一次兴奋之后，兴奋性发生周期变化的现象，是所有神经和肌肉组织的共性，但心肌兴奋后有效不应期特别长，一直延长到机械反应的舒张期开始后，即在此时期内，任何刺激都不能使心肌组织产生扩布性兴奋。心肌组织这一特点，使心脏不会发生强直收缩，始终保持着收缩与扩张交替的节律性活动，心脏起搏器就是利用的这一属性，采用电脉冲刺激的方法使心脏获得正常心律。

（二）静息电位和阈电位的大小影响心肌细胞兴奋性的高低。

兴奋性的高低取决于静息电位（或最大舒张电位）与阈电位之间的距离，如图 3-5 所示。若静息电位下移，则和阈电位的距离增大，引起兴奋所需要的阈刺激也增大，亦即兴奋性降低。反之，即可使兴奋性增高；若阈电位下移（即阈电位更负），则和静息电位之间差距变小，可使兴奋性升高。反之，即可使兴奋性降低。

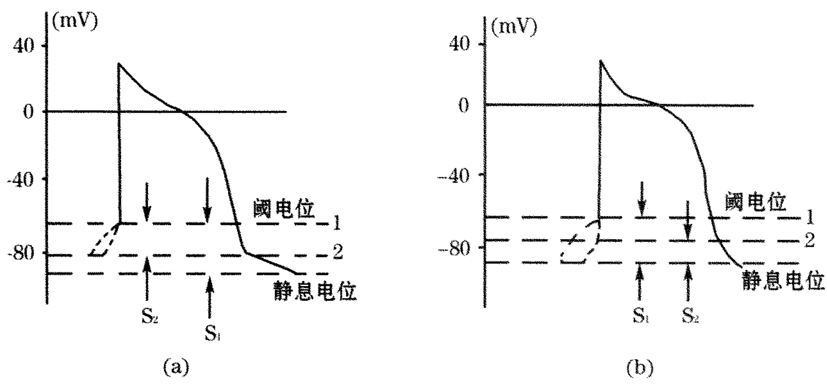


图 3-5 影响兴奋性的因素

（三）期前收缩与代偿间歇

一般在正常情况下，心脏按照窦房结的节律进行有节律的兴奋和收缩，但在某些实验或病理情况下，心脏有可能在正常的窦房结节律之外，又受到人工的或病理性异位起搏点的刺激，而在窦房结的自然刺激传来以前，提前发生一次额外的兴奋

和收缩，这种收缩也有自己的有效不应期。因此紧接在期前收缩之后而来自窦房结的刺激，常常刚好落在这个不应期中，而不能引起兴奋，其结果就相当于失去了一次由自然刺激所引起的心脏的搏动，在时间上必须等到下一次来自窦房结的自然刺激到来时才能发生反应。因此，在期前收缩之后往往需要出现一段较长的心脏舒张期，称为“代偿间歇”。

三、特殊心肌细胞的电生理

特殊的心肌组织只占心肌的一小部分，是发出与传导心脏内激动的特殊系统，其特点是具有自律性和传导性。故又称为心脏的特殊传导系统。它主要由六部分组成。如图 3－6 所示，即窦房结、结间束、房室结、房室束、左右束支和心室传导纤维。其解剖位置是：窦房结即右心房上部外侧上腔静脉入口处的一小块特殊心肌组织。结间束是通过心房而联结窦房结与房室结之间的传导组织，分为前、中、后三支，其后支又包括 James 束。房室结是在心房间隔下部的右侧，位于冠状静脉窦开口之前。房室束（也称希氏束），是在房室结向下延续成房室束（通常又把房室结和房室束合起来统称为房室交界处）。左、右束支是指房室束在心室间隔的顶部分成左、右束支，沿心室间隔左右两侧向心尖延续。心室传导纤维（也称蒲肯野氏纤维）是指左右束支的小分支最后分成的无数的细支密布于左、右心室的心内膜下层，向心外膜层延伸而与普通的心肌纤维相连接。

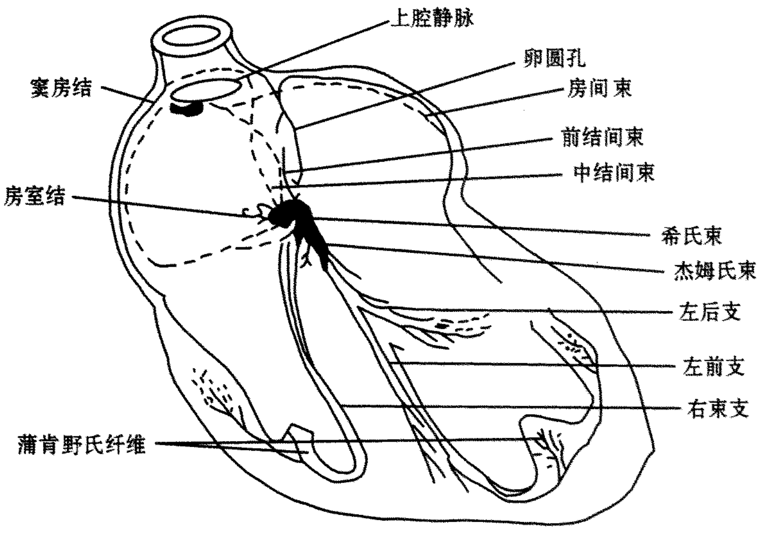


图 3－6　心脏的特殊传导系统

心脏内的特殊传导组织中含有特殊的心肌细胞，即自律细胞。这类细胞能够自动地按一定节律发生兴奋，并传导到其他心肌细胞。由于心脏的特殊传导组织大部

分含有自律细胞，故又把特殊传导组织称为自律性组织。自律组织包括：窦房结、心房传导组织（结间束和房间束）、房室瓣膜内的心肌纤维、房室交界（结区除外）以及心室传导组织（房室束及蒲肯野氏纤维）。正常情况下，窦房结的自律性最高，也即有节律地产生兴奋和收缩的能力最高。房室交界次之，心室内的传导组织最低。在阻断神经对窦房结的控制以后，窦房结一般每分钟可以自动地、有节律地发出兴奋 100 次以上。窦房结发出的兴奋向周围扩布，依次兴奋结间束与心房肌、房室交界、房室束、蒲肯野氏纤维与心室肌，引起整个心脏的兴奋。一般正常心脏的活动节律，实际上是自律性最高的窦房结控制的。窦房结是心脏兴奋和搏动的起源，称为正常起搏点。一般把按照窦房结的节律形成的心脏搏动称为窦性心律。通常心率大约只有 70 次/分钟。安静时，若心率超过 100 次/分称为窦性心动过速。若低于 60 次/分时，称为窦性心动过缓。

正常心脏内，除窦房结内，在其他特殊传导组织中，其自律性较低。通常处在窦房结传出的兴奋控制之下，其本身的自律性不能表现出来，因而称潜在起搏点。在异常情况下，窦房结以外的潜在起搏点，也可以发生兴奋，从而引起部分或全部的心脏活动，称为异位起搏点。

由上可知，心脏的自律性来自心脏内特殊传导组织中的自律细胞，这类细胞能够自动地按一定节律发生兴奋，也就是说，自律细胞能够自动地产生动作电位。现将其特点简述于后：自律细胞的静息电位在复极完毕以后的第 4 期内，并不保持稳定水平，而是在复极完毕后立即开始自动地、缓慢地除极，使膜电位逐渐抬高，称为舒张期自动除极。当这种缓慢自动除极达到一定临界水平（阈电位）时，使膜对 Na^+、Ca^{2+} 的通道突然开放，进行全面除极（即所谓 0 期除极）而产生动作电位曲线的上升支。因此，舒张期（4 期）自动除极是自律性形成的基础，各种自律细胞的舒张期的自动除极速度不同，以窦房结最快，故其自律性最高。心室蒲肯野氏纤维最慢，其自律性也最低。

电生理的研究指出，心房肌是非自律性细胞，而窦房结、蒲肯野氏纤维等为自律性细胞。两者的电生理特性不同。

非自律性细胞在复极化完毕后的第 4 期内，其膜电位可以保持在稳定的水平，即静息电位。而自律性细胞在复极化完毕后第 4 期内，其膜电位并不保持某一稳定水平，而是在复极完毕后，便开始自动地、缓慢地除极、使膜电位逐渐抬高，称为舒张期（或第 4 期）自动除极作用。为了区别非自律性细胞的静息电位，一般把自律细胞第 4 期的膜电位称为舒张电位。并把复极化完毕后所达到的最大膜电位，称为最大舒张电位。各种自律细胞的舒张期自动除极速度不同，以窦房结最快，所以其自律性最高；心室蒲肯野氏纤维最慢，因而自律性也最低。图 3－7 给出了非自律性细胞（心房肌）与自律细胞（窦房结蒲肯野氏纤维）的动作电位曲线。

舒张期（4 期）自动除极是由两种不同类型的自律细胞造成的，一种是快反应自律细胞；另一种是慢反应细胞。

快反应细胞，包括心房传导组织、房室束、心室蒲肯野氏纤维。这些组织的细胞膜在复极完毕后的4期，细胞膜对 K^+ 的通透性降低，使 K^+ 的外流减少。由于此时细胞膜仍保持着少量的稳定的 Na^+ 的内流，终于使膜的 Na^+ 内流超过 K^+ 外流，使膜内电位抬高，形成舒张期自动除极。当这种缓慢自动除极达到阈电位时，使膜的快通道被激活，引起 Na^+ 快速内流，形成了动作电位的上升支。因此快反应自律细胞的自律性主要决定于膜对 K^+、Na^+ 的通透性和 Na^+ 内流超过 K^+ 外流的程度。当细胞外液 Na^+ 浓度降低或 K^+ 浓度增高（可使膜对 K^+ 的通透性增高），这样可以抑制舒张期自动除极。反之，若细胞外液 K^+ 的浓度降低，则可加速舒张期除极。

慢反应自律细胞包括窦房结和房室交界（结区除外）等。这种组织的舒张期自动除极可能是由 Ca^{2+} 内流形成的。在细胞外 Ca^{2+} 浓度增高时，Ca^{2+} 通过慢通道的内流加快，使膜内电位增高，舒张期自动除极加速。

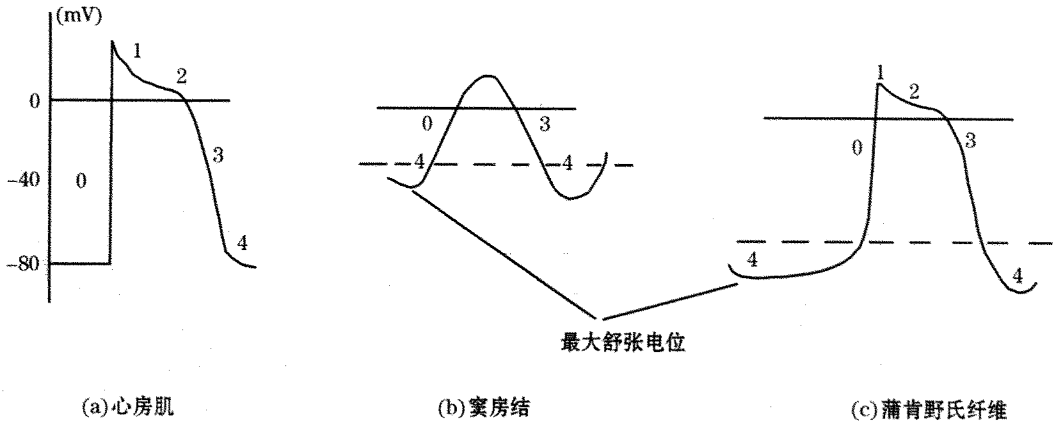


图3－7　非自律性细胞和自律性细胞的动作电位曲线

（a）非自律性细胞（心房肌）　（b）自律性细胞（窦房结）　（c）蒲肯野氏纤维

慢反应自律细胞对电刺激的反应不同。对于快反应自律细胞在较快的超速电刺激停止后，可出现一个静止期，称为“超速抑制”。因此在应用电起搏法快速刺激心房，可以制止室上性心动过速和心房扑动等心律失常，此称为超速起搏法。但在慢反应自律细胞或由快反应转变为慢反应的自律细胞（如蒲肯野氏纤维在毛地黄中毒时），在快速刺激后不仅不能产生超速抑制，反而会产生心动过速。

关于超速抑制的产生原理，目前认为可能是由于生电性钠泵的作用。上面曾提到，窦房结的自律性最高，而心室传导组织的自律性最低。心室蒲肯野氏纤维的自律性节律比窦房节律低一倍。一般蒲肯野氏纤维就置于窦房结节律的驱动下，即所谓“超速驱动”由于每产生一次动作电位时，都有 Na^+ 的内流，故在窦房结节律控制下，蒲肯野氏纤维所承受的钠负荷要比按其自身节律兴奋时所承受的钠负荷要多一倍左右。为使细胞内的离子分布维持在正常水平，就需要进一步加强钠泵的作用。因此，除了一般的电中性钠泵起作用以外，还有一些生电性钠泵参与，如图3－8所示。

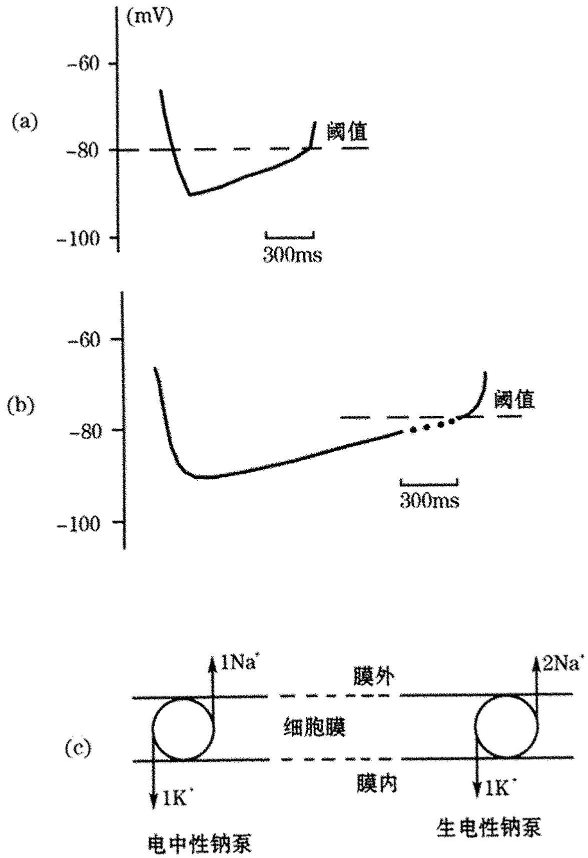


图 3－8　超速驱动引起的舒张期除极化速度下降及其生电性钠泵原理图

（a）为正常情况下的舒张期除极化；

（b）为在超速驱动下，舒张期除极化速度下降，舒张期延长；

（c）电中性和生电性钠泵原理图。

由图可以看出，在生电性钠泵的作用下，使膜外正电荷增加，从而增大了膜内外的电位差而导致膜的超极化。也就是加大了舒张电位（即静息电位）与阈电位之间的差距，使 4 期自动除极时间延长，如图 3－8（b）所示，造成暂时的心脏停搏。实验已证明，驱动节率愈快，随后发生的心搏暂停时间就愈长，也就是说，当一个起搏点被某一高于本身的频率所驱动，只要驱动一停止，就会出现暂时的抑制，并且高频率的自律性组织对低频率的自律性组织的这种抑制作用与频率有关。频率的差别愈大，抑制作用愈强。因此，当正常起搏点窦房结的兴奋发放停止或其传出受到阻碍时，首先是由心房起搏点的自律活动来代替，而不是由心室起搏点的自律活动来代替，原因是前者的节律高于后者。若突然夹压希氏束，使窦房结的冲动传不下来，心室不能立即按其自身的节律进行搏动，而是先出现一段时间的心室停搏

（超速抑制），然后才能按其自身节律进行搏动。

超速抑制是正常起搏点窦房结对潜在起搏点（异位起搏点）控制作用的主要形式之一，它的另一种控制形式通常称为“抢先占领”或“夺获”，即当窦房结的兴奋向外扩布传导时，一些潜在起搏点由于其自律性较低，兴奋发生较慢，在其自动兴奋尚未发生之前，已被由窦房结传下来的兴奋冲动所兴奋，也即潜在起搏点被正常起搏点所同步。这种同步形式和超速抑制形式是正常起搏点对潜在起搏点进行控制的两种主要形式。这两种形式对心脏起搏器和除颤器的设计及其临床应用都有直接的指导意义。实验已经证明，驱动频率愈高，随后发生的心搏暂停时间就愈长。从超速抑制的概念，对人工起搏提出了新的要求，即如果在临床上需要暂时中断人工起搏器时，其发放的电刺激脉冲的频率（驱动频率）应在刺激完全停止以前逐步加以减慢，这样可避免心搏暂停的发生。

自律性主要决定于舒张期自动除极的速度（即舒张电位曲线的斜率）、舒张电位水平和阈电位的水平。如图 3－9 所示。其中以舒张期自动除极的速度影响最大。

1. 舒张期自动除极的速度　由图可知，如果舒张期自动除极速度增快，即舒张期电位曲线的斜率增大，则从复极后的膜电位上升到阈电位而发生兴奋的时间缩短，自律性增高。反之，若舒张期自动除极的速度减慢，从复极后的膜电位上升到阈电位而发生兴奋的时间增长，故自律性降低。

2. 舒张电位水平　自律细胞的最大舒张电位（即复极完毕后 4 期达到的最大膜电位）的抬高，则和阈电位差距缩小，达到阈电位的时间缩短，自律性增高；反之，最大舒张电位下移，则自律性降低。如图 3－9（b）曲线所示。

3. 阈电位水平　若阈电位下移，则由舒张期最大电位达到阈电位的差距减小，引起自动兴奋所需的时间缩短，自律性升高；反之，阈电位上移，则自律性降低，如图 3－9（c）所示。

四、心肌细胞的传导性

传导性是指兴奋冲动（即动作电位）能够沿细胞膜向周围扩布的特性。心肌细胞亦具有传导性，一处发生兴奋能沿着细胞膜向周围扩布并能由一条肌纤维扩布至其他相邻的肌纤维，其兴奋的扩布也是由于兴奋部位的膜和邻近安静部位的膜之间发生电位差，产生局部电流，从而刺激安静部位的膜产生兴奋。

心脏的正常起搏点（窦房结）发出的兴奋，主要是通过心内特殊传导系统传布到整个心脏，引起心房肌和心室肌的兴奋与收缩。

由正常起搏点窦房结发出的兴奋，首先经心房内特殊的传导纤维（结间束和房间束）传布到整个心房，其中由前结间束的分支形成的房间束，则是将兴奋从右心房传向左心房的重要通道。同时，窦房结的兴奋也通过结间束传到房室交界区。心房内特殊传导纤维的传导速度为 1.7m/s，一般心房肌的传导速度为 0.4m/s 左右。

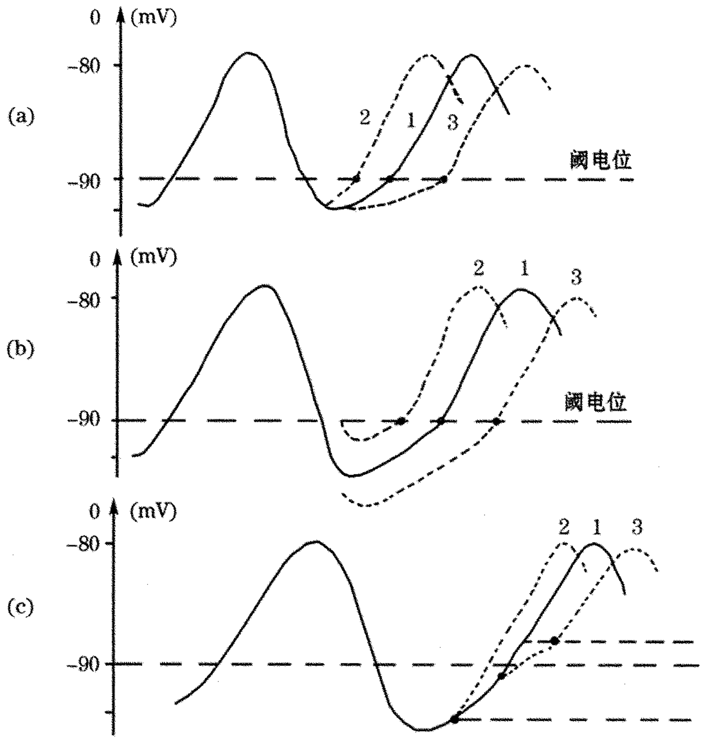


图 3－9　影响自律性因素

显然，心房内特殊传导纤维的传导速度比一般心房肌的传导速度快，因而特殊传导纤维的作用比一般心房肌要强。

房室交界是正常兴奋从心房传入心室的必经之路，房室交界是心房和心室之间的特殊传导组织。它由结前束、房结区、结区、结希区和房室束（希氏束）五个部分所组成。即

结前束—房区（A 区）

房室结—{房结区（A—N 区）；结　区（N 区）；结希区（N—H 区）}

房室束（希氏束）—束区（H 区）

其中，结前束即由房区进入房室交界区的结间束组成，它具有传导性和自律性。房结区是指房室结与结前束相联系的区域，亦具传导性的自律性。结区相当于房室结的主体部分，它只具有传导性，而无自律性。结束区是房室结与房室束相联系的区域，它也具有传导性和自律性。总之，在上述房室交界的五个部分中，除结区只有传导性而无自律性外，其余各部分既有传导性又有自律性。房室交界的这一特点使

它具有传导、起搏和保护的生理功能。因为房室交界的传导功能使它成为兴奋冲动由心房进入心室的唯一途径。并且该处的传导速度非常慢，尤其是房室结的结区。这是因为结区的纤维很细而分支又多，其 0 期除极的振幅和速度很低，属于慢反应的动作电位，故传导极慢，只有 0.02m/s 左右。房室交界部位的缓慢传导具有重要的生理意义，即可以保证在心房收缩以后，心室才开始收缩，而不致发生房室收缩的重迭。同时，心房的兴奋因为通过房室交界较慢，延迟的时间较长，这样的兴奋进入心室之前，心房收缩能有较多的时间将血液进一步挤入心室，这就使心室有较充分的血液充盈。随后，当心室收缩时，有足够的血液注入动脉，房室交界处这一延迟特性，对于生理性心脏起搏器的设计，选择合理参数，提高其心输出量有着重要的临床价值。

由于房室交界组织大部分具有自律性，就成为心脏的潜在起搏点之一。每当正常起搏点窦房结的兴奋活动发生障碍或传出受阻时，房室交界部分即可发挥其起搏功能，以防止造成心室过缓或心室停搏。另外，由于房室交界的细胞呈现慢反应的动作电位，其有效不应期很长，这样对从心房传来的快速兴奋有部分阻断作用，因而可以防止过快的冲动进入心室，而起到对心室节律的保护作用。

兴奋从结束区传到房室束，再沿左、右束支传入心室，经蒲肯野氏纤维及其末梢，由心室内翼向心室外翼传导。心室蒲肯野氏纤维的直径最粗，传导速度最快，约为 4m/s，心室肌的传导速度则较慢，约为 1m/s。

实验指出，人体心脏从窦房结发出兴奋，传到房室交界边缘约需 0.06s，房室交界的传导约需 0.1s，心室内传导约需 0.06s。因此，兴奋从窦房结开始传导到心室外表面，整个心脏内传导时间约为 0.22s。

上面谈到的各种不同心肌细胞的传导速度的差别与其直径大小有关。一般情况下细胞直径较粗，横截面积较大，对电流阻力小，兴奋传导速度快；反之，直径小的，其传导速度慢。例如，羊的浦氏纤维直径 70/μm，其传导速度为 4m/s，心室肌纤维直径为 15/μm，其传导速度为 1m/s 左右，房室结的纤维直径只有 3μm，其传导速度仅有 0.22m/s。但在同一纤维中，兴奋传导的快慢，主要受以下电生理因素的影响。

1.0 期除极的速度和幅度　因为兴奋部位膜的 0 期除极是引起邻近安静部位的膜除极，进而形成扩布性兴奋的刺激（局部电流）。0 期除极的速度愈快，幅度愈大，则促使邻近安静部位除极达到阈电位而发生兴奋所需的时间就愈短，兴奋传导也愈快。反之，0 期除极的速度慢，幅度小，兴奋传导亦慢。因此，0 期除极速度和幅度是决定心肌细胞兴奋的传导速度或传导性的主要因素，如图 3－10 所示，其中，曲线 a 比曲线 b 的除极速度快，幅度大，传导速度快，传导性升高。

2. 舒张电位水平（即发生兴奋前的静息电位或膜电位水平）　舒张电位水平和 0 期除极的速度有密切关系。因为舒张电位水平，也即膜电位水平是形成跨膜电位梯度，推动 Na^+ 内流和形成 0 期除极的重要因素。若膜电位下移，则跨膜电位梯度

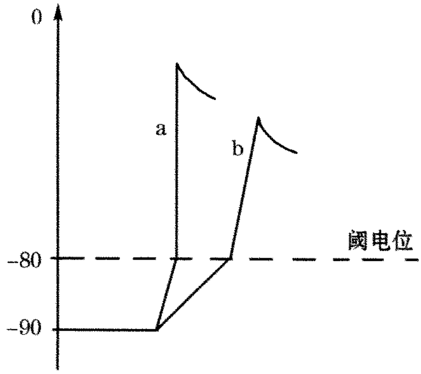


图 3－10　0 期除极速度和幅度对传导性的影响

增大，Na^+ 内流速度和 0 期除极速度加快，因而兴奋的传导加速，传导性增高。若膜电位上移，则结果相反，传导减慢，传导性降低。若膜电位达到－60mV 以上时，则除极速度明显降低，最后甚至接近于零，以致不能产生动作电位或扩布性兴奋，即兴奋性的传导性消失。

3. 阈电位水平　若阈电位下移，则从静息电位达到阈电位的差距减小，扩布性兴奋产生的时间缩短，可使兴奋的传导速度增快，即传导性增高；若阈电位上移，则结果相反，可使传导性降低。但阈电位的变化出现较少，主要是 0 期除极的速度和幅度是影响传导性快慢的主要因素。

五、心肌的收缩性

心肌的收缩性是指心肌因激动而表现的收缩功能。

心肌的收缩性能是以收缩蛋白相互作用的生化反应作为基础，但也和电反应以及特定的离子流动有密切关系。

心肌细胞在兴奋时首先发生电反应，然后再引起机械性的收缩反应。在时间上，心肌的收缩大约在动作电位曲线复极化 2 期初开始到 2 期末，即达到最大，而在复极化 3 期之初开始舒张，到 4 期之末舒张期进行完毕。如图 3－11 所示。

由图可见，心脏的整个收缩期相当于有效不应期，因而在收缩期内，心肌不可能再接收另外的刺激而发生兴奋和收缩，故不会形成持续的强直收缩。这一特性使心脏的活动始终是收缩和舒张交替进行，维持人体的血液循环。

前面曾提到，由心肌细胞的反应诱发机械反应的过程叫做兴奋——收缩耦联。关于兴奋——收缩耦联的机理，目前认为主要包括三个步骤：细胞兴奋产生的动作电位沿肌膜内横管系统传入到细胞内部，由动作电位引起 Ca^{2+} 的内流以及细胞内肌浆网 Ca^{2+} 的释放；胞浆内增多的 Ca^{2+} 与心肌收缩蛋白的 Ca^{2+} 受体——肌钙蛋白结

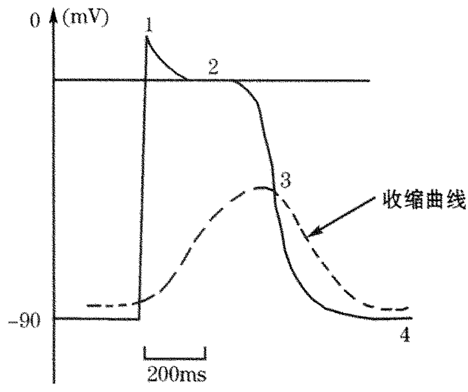


图 3-11　羊心室肌动作电位和收缩曲线

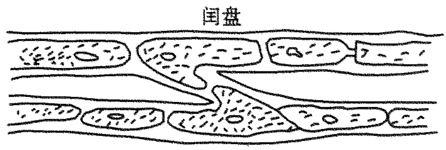


图 3-12　闰盘示意图

合，引起收缩反应。在收缩后的舒张过程中，则包括肌浆网从肌钙蛋白中移走 Ca^{2+} 和通过钠—钙交换向细胞外移出 Ca^{2+}，从而引起收缩蛋白的舒张反应。

电子显微镜的观察认为心肌组织是由许多个多核心肌细胞串接而成，相邻心肌细胞的两端细胞膜串接处呈锯齿状排列，称为闰盘。如图 3-12 所示。在闰盘区由两层细胞膜隔开，两膜之间的间隙宽度不等，有些地方为 100～200Å，而有些地方（包括闰盘以外的部位）两膜则几乎完全紧贴在一起。实验证明，在心肌细胞连接处的某些部位电阻很低，兴奋时的局部电流可以顺利地通过，目前认为心肌组织是功能性的合胞体，即心肌是作为一个功能上的单位而进行活动。也就是说，心肌细胞之间以电耦合形式进行联接，而动作电位能够通过低电阻的闰盘区，由一个细胞直接传到另一个细胞。心肌组织这一特征可使兴奋迅速传到整个心房和心室，在这一过程中，闰盘是作为心肌组织的各个细胞之间，在电性能和机械性能方面进行连接的关键部位而存在于心肌细胞之间。实际上，心肌每一条肌纤维包含许多可收缩的肌原纤维，肌原纤维沿着细胞长轴从一端伸到另一端。这些肌原纤维就是构成肌纤维的“收缩装置”，使心肌进行收缩和舒张，以便完成有效的射血功能，维持血液循环。

第三节　正常心律与异常心律

前面已经讲过，与心电有关的四种心肌生理特性，即自律性、传导性、兴奋性和不应性。这四种心肌生理特性均与心律有关。另外，心脏内还存在着正常起搏点和多个异位起搏点。在正常情况下，发源于正常起搏点的激动沿着特殊传导系统顺序传播，形成正常心律。但是由于心脏内激动发源异常（异位起搏点产生激动）或传导异常，将会形成异常心律。

一、正常心律

正常人的心脏激动起源于窦房结，即由窦房结所发出的激动，沿着心脏特殊传导系统作顺序传播：从窦房结→心房及结间束→房室结→房室束→左右束支→心室传导纤维→心室肌。因而，在心脏发生机械性收缩之前，由于心脏激动所产生的动作电流，经过身体组织传导到体表。若利用心电图机将体表连续变化的电位波记录下来的电位曲线即为心电图（electrocardio－gram，简称 ECG）。

正常的心电图反映人的正常心律，它由一系列相同的波组构成。一个典型的心电图包括下列各波，如图 3－13 所示。

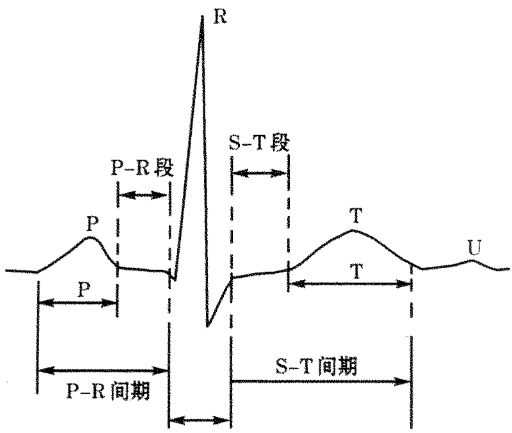


图 3－13　典型的正常心电波形

P 波　它反映左右两个心房的电激动过程，因为心脏的激动发源于窦房结，最先传导至心房，使之发生激动，所以在一组波形中首先出现的是 P 波。

P－R 段　P 波出现以后，心脏的激动，沿心房肌传至贯通心房与心室的传导系

统（即房室交界区），下传至心室。激动通过这段传导组织时所产生的电位影响极其微弱。因此，在 P 波出现后，心室激动之前，这一段时间内，在体表的电位几乎没有变化，这一段称为 P－R 段。

QRS 波群　这个波群反映左、右心室的电激动过程。典型的 QRS 波群包括三个相连的部分：第一个向下的波称为 Q 波，Q 波之后是一个狭窄高耸的尖脉冲波形，称为 R 波，与 R 波相衔接的又是一个向下的波，称为 S 波。因为这三个波紧密相连，总共时间不超过 0.10s，并且都是反映心室激动的波形，故合并一起，成为一个波组，称为 QRS 波群。

ST 段　是自心室激动产生 QRS 波群以后至心室复原，再度在体表产生明显的电位差（T 波）以前的一段平线。

T 波　T 波是继 ST 段之后一个波幅较小，而延续时间较长的波，它代表心室肌激动后复原时产生的电位影响。

U 波　在 T 波后面有时可以看到一个很小的波动，它代表心肌激动的“激后电位”（afterpotential）。

这里再强调指出，P 波和 QRS 波群分别反映心房及心室的电激动，而不代表心房、心室的机械性收缩动作。实际上心肌的电激动是在机械收缩之前发生的，先有了电激动，才引起心房、心室肌的收缩。

以上所讲到的正常心电图。其激动是起源于正常起搏点——窦房结。若激动不是起源于正常起搏点，而是起源于异位起搏点，或传导系统受到阻滞，将会出现各种异常心电波形。对这些波形的了解和认识，有助于临床分析和心电仪器的设计。下面将典型的异常心电波形作一简要的介绍。

二、异常心脏节律

正常心率约为 70 次/分，它起源于窦房结，一般睡眠时心率减慢，而情绪激动时，或受到其他刺激时均可使心率加快。

由于心脏许多部分均有自己固有的节律性，例如结性组织、心房组织以及蒲肯野氏纤维均有自己固有的节律性。但在异常情况下，任一部分均可变成主导的心脏起搏点，例如，在窦房结被压抑时，或希氏束被阻断或损伤时，或者在心房内或心室内特殊传导系统中的某些异常部位（即异位起搏点）上，若其放电频率比窦房结高时，即可发生异常节律。

一般异位起搏点存在于以下三个部位：

（一）心房肌内的散在起搏点

在正常情况下，其自律性低，约为 50～60 次/分。例如冠状静脉窦即属于心房内常见的异位起搏点。

（二）房室结内存在异位起搏点

在正常情况下，其自律性也低，放电频率（即发放激动的频率）为 40～60 次/分。

（三）心室自身起搏点（散在心室肌内）

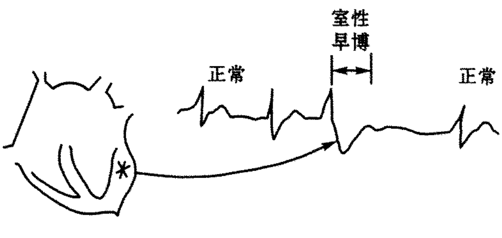
在正常情况下，其自律性最低，发放激动的频率为 40 次/分以下。

在正常情况下，由于窦房结的自律性高于其他各个异位起搏点的自律性，因而起源于窦房结的激动控制了心脏的节律性活动，称为窦性心律。由于心脏内起搏点的分级和传导异常，将使整个心脏或其一部分的兴奋变得过快、过慢或不规则，或各部分的兴奋顺序发生紊乱，即形成异常心律。异常心律（或称心律失常）共分两大类，即自律性异常和传导性异常。

1. 自律性异常　一部分心肌（房室结或特殊传导系统）有时处于“过敏状态”（irritable），能独立地进行放电。最常见的有以下几种：

（1）室性早搏　如图 3－14 所示。其特点是在正常心电波形之后有一次异位搏动。造成室性早搏的原因是某一位于心室或特殊传导系统的异位起搏点（或过敏点）的放电产生了一次额外搏动或期前收缩，它可使正常节律中断。

（2）阵发性心动过速　异位起搏点的自律性连续地高度活跃，显著超过窦房结的自律性，突然发生一系列频率很快的激动。也就是说，某一异位点以快而规律的频率重复放电，每分钟 160－260 次，可持续数分钟、数小时或数天。如图 3－15 所示。



3－14　室性早搏

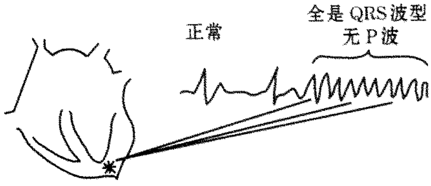


图 3－15　阵发性心动过速

（3）心房扑动　发生于心房的一种很快而完全有规律的“拍打”运动。搏动频率为 200～300 次/分，它是一种较阵发性心动过速更高的自律性异位心律。如图 3－

16 所示。若扑动发生在心室，则为心室扑动。

（4）心房纤颤　心房停止其规律的搏动，而开始一种微弱的不协调的挛缩。在其心电图上出现低幅度的不规则波形。造成心房纤颤的基本机制是心房肌内存在着许多放电点（即异位起搏点），如图 3－17 所示。

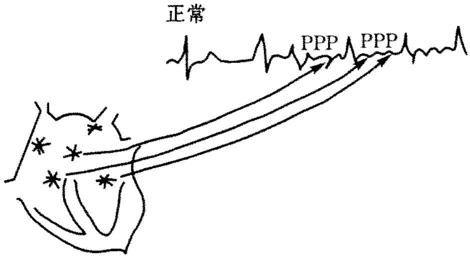


图 3－16　心房扑动

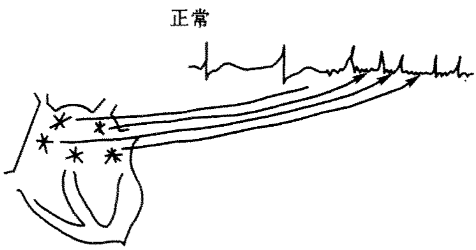


图 3－17　心房纤颤

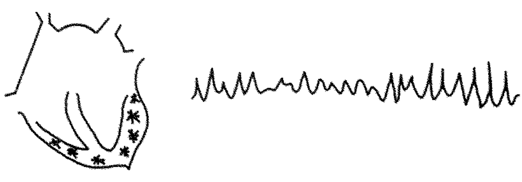


图 3－18　心室纤颤

（5）心室纤颤　其心电图如图 3－18 所示，这是一种微弱不协调的形式进行的机械挛缩，此时无血液从心脏泵出。

临床上认为心房扑动和颤动是不太严重的异位心律。而心室扑动和颤动都是十分严重的。如不及时抢救，将危及生命。

由上所述，心律紊乱的原因是起源于异位起搏点或竞争性起搏点。但是进一步的实验证实，除异位起搏点外，还有一个更重要的原因，即在兴奋传导系统中存在环形兴奋折返现象或称作折返（Circus reexcitation 或 re－entrant）。兴奋环形折返是指在某些情况下，例如在心房、蒲肯野氏纤维传导部分或心室中某一部分，其传导性

下降，该部与周围组织相比变成一缺血区。由于缺血，氧气供应不足，Na^+-K^+泵活动性降低。在这种情况下，心脏内的兴奋冲动可以通过一定的环路不断地进行折返，从而导致反复兴奋，也就是说，在兴奋折返的过程中由某部位传过来的兴奋冲动，可以通过一定的环状回路，又返回到原来的出发点。若此时原来部位兴奋的不应期已经过去，即刚好落入其相对不应期或超常期，则又可以再度发生兴奋。这样一来，原来的一次兴奋冲动通过折返就可以产生两次或多次兴奋，因而可以形成各种异常心律，例如常见的期前收缩、心房扑动、心室扑动、纤颤和阵发性心动过速等，都与兴奋的折返有关。

临床上目前使用的除颤器（用以治疗快速性心律失常）就是基于上述折返原理。即通过除颤器给以外加的高能电脉冲刺激，使兴奋在折返途径上出现一个不应期，从而使传下来的兴奋被阻断，使折返中止，心律恢复正常。

一般兴奋环形折返发生的条件，可概括如下。

①具有单向阻滞区　一般正常的心肌纤维均为双向传导，但在某些病理情况下，受损的心肌纤维只能让兴奋冲动沿一个方向传导，而不能让相反方向的兴奋通过，这种传导障碍称为单向阻滞。单向阻滞多发生在心肌上有复杂分支或两种性质不同的细胞相衔接的部位。例如房室交界区的结构复杂，分支较多，容易产生单向阻滞。在蒲氏纤维和心室肌的环路结构也易于产生单向阻滞，因为由蒲氏纤维到心室肌纤维的顺向传导是由小面积膜到大面积膜，其电密度由高到低，相应的传导性也随着降低；反之，在作逆向传导时，其电密度则由低到高，由分散到集中。作顺向传导时容易发生阻滞，作逆向传导时容易通过。

②传导减慢　若仅存在单向阻滞区，但传导速度较快，也不能产生折返兴奋。因为兴奋传导速度快，迅速折返回来的兴奋仍落在原来部位兴奋的不应期之中，故不能引起再次的兴奋。但是随着传导速度减慢，其形成折返兴奋的可能性就越来越大，所以传导的变慢是形成折返兴奋的又一先决因素。

③不应期变短　因为不应期变短，就容易使折返回来的兴奋落入原来兴奋部位的不应期之外，即容易发生折返性兴奋。若能设法延长原来部位的不应期，则折返兴奋即可避免。

一般除颤器即根据上述原理进行设计，所以兴奋环折返现象，不仅对临床诊断具有指导意义，而且对除颤器的设计和技术性能的提高也有着现实意义。

2. 传导性异常

一般传导性异常包括房室传导阻滞，心室内传导阻滞和预激症候群。这里仅以常见的房室传导阻滞为例进行说明。

房室传导阻滞是指心脏激动从心房传到心室过程中受到阻碍，以致激动只能比较缓慢地通过，或仅能部分通过，或完全不通过，阻滞部位可在房室束以上（即房室结内）或以下，现分以下几种情况讨论。

（1）完全性房室传导阻滞　此时希氏束、房室束完全被阻断（房室结的细胞完

全坏死)，激动不能从心房传到心室，心房心室各自独立地搏动，而心室为异位起搏点所驱动。如图 3－19 所示，其心室频率约为 30～40 次/分。

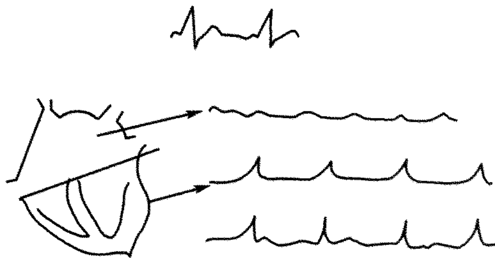


图 3－19　完全性房室传导阻滞

(2) 不完全性房室传导阻滞　在房室结内有病理性房室阻滞（如风湿性心脏病、心脏病毒感染等)，虽然来自心房的每一个激动均可到达心室，但房室结的延迟大大增加，如图 3－20 所示。在一度房室传导阻滞时，心房全部激动均可到达心室，但其 P－R 间期延长超过正常的最高值，一般超过 0.20s，最多可达 1s。在二度房室传导阻滞时，并非所有心房的激动均可到达心室。例如，可能是心房每跳 2 次或 3 次，心室才跳动 1 次（即 2∶1 阻滞或 3∶1 阻滞)。

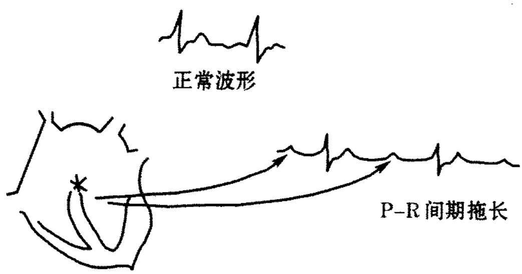


图 3－20　结内有病毒性的房室阻滞

另外，还存在一种所谓“文氏现象”(Wenckebaeh)，其 P－R 间期越来越长，直到心房冲动不能传到心室为止。心电图上 P－R 间期随着每一次心跳而逐渐延长，直到最后一个 P 波后不再有相应的 QRS 波（心室脱漏)。发生一次心室脱漏后 P－R 间期又恢复到最短，再随心跳而逐渐延长，此现象重复循环。此类房室传导阻滞多为暂时性的。

若希氏束的某个分支阻断，则引起右束支或左束支阻滞，其兴奋沿未受损害的束支正常地下传（即传导性没有改变)，然后通过心肌层折返回来，再来激动受阻滞侧的心室，其心室频率仍属正常，但 QRS 波的宽度增大，波形发生畸变。

第四节　心电图的导联

将两个电极放在身体表面的不同部位，并通过导线与心电图机连接，即可记录起搏点经过身体组织传到身体表面的心电变化，一般把电极处于不同部位与心电图机的联接方式称为导联。

由于人体组织和体液都是导电的，故理论上将两个测量电极放在人体任何两个部位，都可以测得因心脏电位变化而引起的体表电位变化，这种测量方法，一般称为双极导联。用双极导联所测得的电位变化，实际上是被测两点的电位变化的代数和，分析波形时比较困难，为了回避这一困难，又出现单极导联法。单极导联法是使两个测量电极中的一个电极，让其始终保持零电位（通常选取心电图机的负端为零电位端），该电极一般称为无关电极（indifferent electrode），而另一测量电极则放在体表某一测量点，作为探查电极（exploring eleetrode）。由于无关电极经常保持零电位，这样单极导联法所测得的电位变化就表示探查电极所在部位的电位变化，因而对波形的解释比较单纯。

目前单极和双极导联都在使用。常规使用的心电图导联方法有 12 种，其中 3 种属于双极肢体导联，3 种属于加压单极肢体导联，6 种单极胸导联。

一、双极肢体导联

一般习惯上称作标准导联，它已沿用了几十年，成为临床上熟知的导联形式，其导联方法如图 3－21 所示。

共分三种：标准导联Ⅰ：右臂→左臂；标准导联Ⅱ：右臂→左足；标准导联Ⅲ：左臂→左足。双极肢体导联所描记的波形，是两个电极之间的电位差。例如标准导联Ⅰ所测得电压值，既不单纯代表左臂的，也不代表右臂的，而是二者之电位差，即 $V_L - V_R = V_{Ⅰ}$，同理，标准导联Ⅱ和Ⅲ，亦为 $V_F - V_R = V_{Ⅱ}$，$V_F - V_L = V_{Ⅲ}$。

二、加压单极肢体导联

它是在单极肢体导联的基础上推演出来的，为了叙述方便，首先介绍一下单极肢体导联。

单极肢体导联的关键在于设计一个近于零电位的参考点，一般称为中心电端。

威尔逊氏（Wilson）根据爱氏（Einthoven）三角学说作为理论根据，建立了中心电端。爱氏三角学说的要点是：

1．心脏的激动过程，可比拟为一对电偶，且位于体腔的中央；

2．体腔被看成一个均匀导电的很大的球形容积导电体；

3．右肩、左肩及左下肢三点的距离相等，形成一个等边三角形的三个顶点。又因为心脏产生的电流，均匀地传播于体腔，四肢只作为传导部分。每个肢体上任何一点的电压，等于该肢体与驱干交界处的电压；

4．心脏居于上述等边三角形的中心，且位于同一平面内。

上述假设可用图 3－22 表示出来，其中 R、L、F 分别代表右肩、左肩及左下肢三点，三点等距，且位于同一平面内，圆圈代表人体的体腔，具有均匀的导电特性。

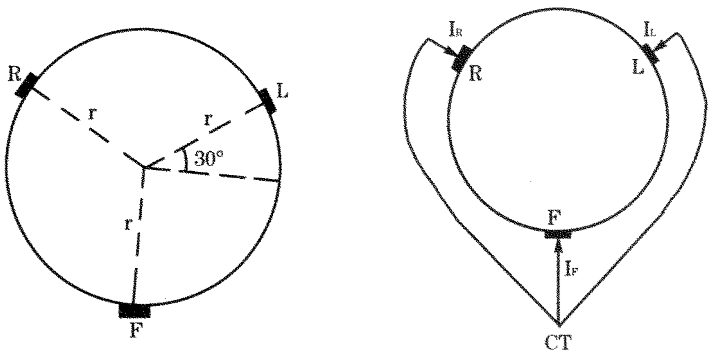


图 3－22 Wilson 中心电端（CT）的理论根据

考虑到 R、L、F 三点等距，心脏位于体腔中央，当心脏产生激动时，则 L 点电压 V_L 的大小与距离 r 的平方成反比，与 θ 角的余弦成正比，即

$$V_L = \frac{k \cdot \cos\theta}{r^2}$$

式中：k 为体液导电常数。

因为 R、F、L 分别相距 120°，所以 R 点、F 点所承受的电压大小可以按下列公式求出：

$$V_R = \frac{k\cos\ (\theta + 120°)}{r^2}$$

$$V_F = \frac{k\cos\ (\theta + 120°)}{r^2}$$

当 R、F、L 三点的电压为已知时，于是由这三点联合所组成的中心电端 CT 的电压 V_{cT}，必然是这三点电压相加的平均值，即

$$V_{CT} = \frac{V_L + V_R + V_F}{3}$$

不难看出，中心电端 CT 与三个肢体交点 R、F、L 之间的电流和电压遵守欧姆

定律，即

$$V_R - V_{CT} = I_R R$$

$$V_L - V_{CT} = I_L R$$

$$V_F - V_{CT} = I_F R$$

合并三式得　$(V_R + V_L + V_F) - 3V_{CT} = R(I_R + I_L + I_F)$

根据克希科夫第一定律得

$$I_R + I_F + I_L = 0$$

$$V_{CT} = \frac{V_R + V_F + V_L}{3}$$

而中心端的电压等于 R、L、F 三点电压相加的平均值，即

$$V_{CT} = \frac{1}{3} = \left[\frac{k\cos\theta}{r^2} + \frac{k\cos(\theta + 120°)}{r^2} + \frac{k\cos(\theta + 240°)}{r^2}\right] = 0$$

根据上述推导，Wilson 氏中心电端的电位在心脏激动过程中的每个瞬间，都应等于零，但由于身体的具体情况和 Einthoven 的假设不尽相符，因此实际上中心电端电位接近于零，一般其电位 $V_{CT} \leqslant 0.3mV$。

由于身体各部分皮肤电阻不等，影响中心电端的电位数值。为了消除这一影响，一般在每根导线上串一个 5kΩ 电阻，以消除三个电极所在处皮肤电阻的差异所造成的影响。

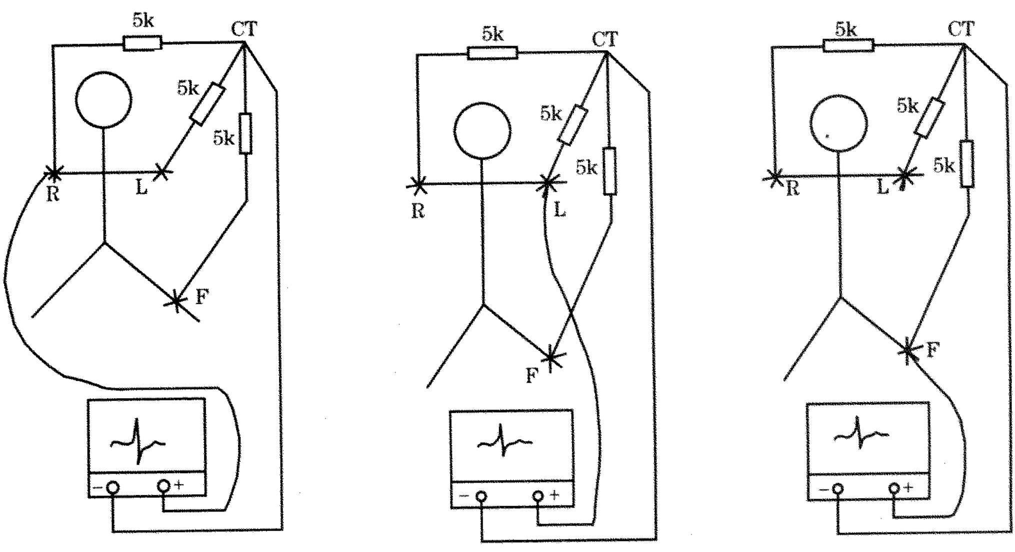


图 3－23　单极肢体导联

单极肢体导联形式，如图 3－23 所示。将中心电端 CT 连于心电图机的“－”端，而将探查电极连接于心电图机的“＋”端，共有三种方式（V_L、V_R、V_F），如

图 3－23 所示。

上述单极肢体导联所得波形幅度较小，不便于观察，Goldberger 氏又进行改进，提出了加压单极肢体导联。

加压单极肢体导联可使原来的单极肢体导联的波形不变，但电压的幅度高出了一半，故称加压单极肢体导联。加压单极肢体导联的方法是，在描记某一个肢体的单极导联时，只需断开那个肢体与中心电端 CT 的连线，这时中心电端 CT 只与两个肢体部分相连，其电压 V_{CT}虽然不等于零，但是这种导联形式并不改变单极导联的性质，其波形不变，仅幅度增大一半。这个道理，可简单证明如下。

设 aV_L 代表左上肢加压肢体导联的电位，而 V_L、V_F、V_R 分别代表三个肢体的一般单极肢体导联的电位，则 a_V 与 V_L 的关系可以证明如下：

因为连接时是将探查电极接到心电图机的“＋”端，而无关电极接到“－”端，则 aV_L 的电位为：

$$aV_L = V_L - V'_{CT}$$

式中：aV_L 为上肢加压单极导联电位；

V_L 为上肢的电位；

V'_{CT}为无关电极的电位，或与二个肢体相连的中心电端的电位。

由于在 aV_L 描记时，无关电极只与二个肢体（右上肢和左下肢）相连，故电位 V'_{CT}便是二个肢体电位的平均值。

$$V'_{CT} = \frac{V_{+} V_F}{2}$$

将 V'_{CT}代入上式，得

$$aV_L = V_L - \frac{V_R - V_F}{2}$$

考虑到在单极导联时，V_L 与 V_{CT}的关系，即

$$2aV_L = 2V_L - V_R - V_F$$

$$2aV_L = 3V_L - V_L - V_F - V_R = 3V_L - 3V_{CT}$$

即：$2aV_L = 3V_L$

$$aV_L = \frac{3}{2}V_L = 1\ \frac{1}{2}V_L$$

由上式可知，加压单极肢体导联时，无关电极的电位虽不为零，但 aV_L 和 V_L 的波形相似，只是幅度增大 50%，这样有利于观察波形。通常把加压单极肢体导联称为 Coldberger 氏导联方式，并以 aV_L、aV_F 表示三种导联形式。其中：

$$aV_R = \frac{3}{2}V_R \qquad aV_F = \frac{3}{2}V_F$$

加压单极肢体导联的线路连接如图 3－24 所示。

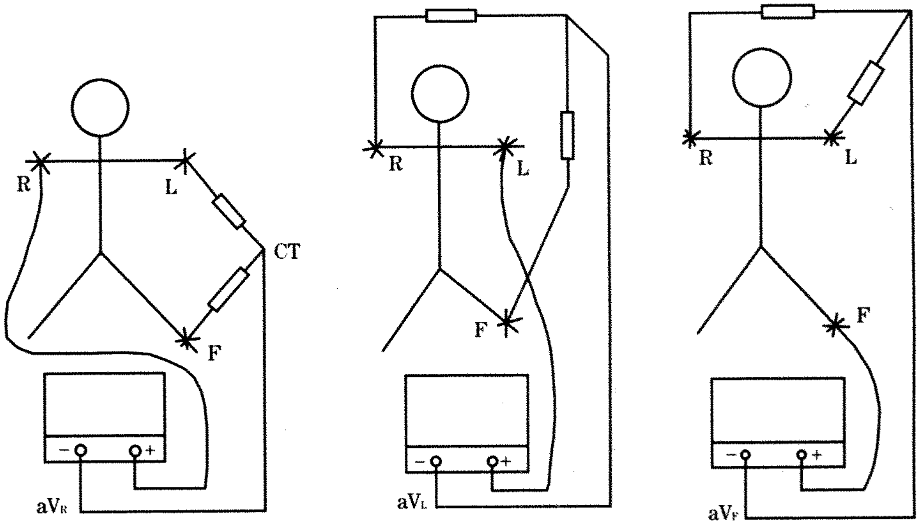


图 3－24　加压单极肢体导联

三、单极胸导联

除了上述六种导联形式外，为了全面地反映心电变化，还普遍采用了单极胸导联的方法。单极胸导联是一种胸前导联方式，其无关电极连接在左前臂、右前臂和左下肢所连成的中心电端 CT 上，其探查电极则放在胸前区的各探查位置，如图 3－25 所示。

单极胸导联一般包括 V_1、V_2、V_3、V_4、V_5、V_6 等 6 个导联，相应的探查电极位于：

V_1　胸骨右缘第四肋间隙

V_2　胸骨左缘第四肋间隙

V_3　在 V_2 与 V_4 连线的中点

V_4　在锁骨中线与第五肋间相交处

v_5　在腋前线与 V_4 同一水平处

V_6　在腋中线与 V_4 同一水平处

四、其他导联

除上述几种导联形式之处，有时还需要加做一些附加导联，其中比较常用的有以下几种。

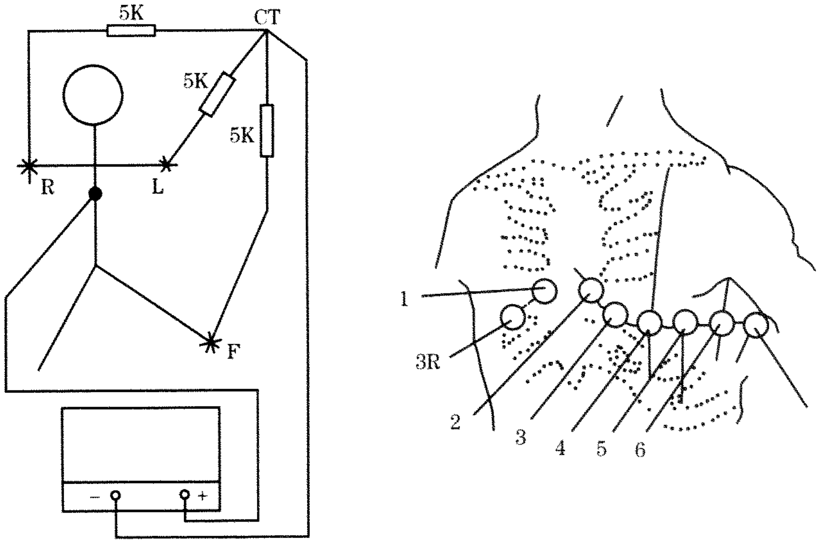


图 3－25　单极胸导联

1. 右胸导联（$V_{3R\sim 6R}$）　其连接方式同单极胸导联，只是探查电极位置放在右侧胸部与 $V_3 \sim V_6$ 相对称的点上，其中常用的是 V_{3R}。右胸导联对了解右心室肥厚和不完全右支束传导阻滞等右侧壁电变化情况有一定参考价值。

2. V_7、V_8、V_9 导联　也为单极导联，其探查电极位置分别为：V_7 为腋后线与 V_4 同一水平处；V_8 为左肩胛下角与 V_4 同一水平处；V_9 为左脊柱旁线与 V_4 同一水平处，这组导联形式能集中反映心后壁的电变化，故临床上有一定参考价值。

3. 高肋或低肋胸前导联　一般用于在心脏位置发生改变或为了分析高低不同部位的心脏病变而增加的一组导联形式。其导联方法只需按照 V_1、V_2、V_3、V_4、V_5 和 V_6 导联方法将其探查电极放在比正常位置高或低一、二个肋间即可进行描记心电波形。

4. E 导联　亦称食管导联。主要用于检查左室后壁较小的病变，或用于鉴别心律不齐的类型而增加的一组导联形式，其导联方式亦为单极胸导联，只需将胸导联的探查电极由鼻或口腔引导到食道内，其深度以厘米为单位进行计算，写于 E 的右下角，一般 $E_{15\sim 25}$ 为探查心房区的心电变化，$E_{25\sim 35}$ 为房室间区，$E_{40\sim 50}$ 为心室区，反映左心室后面的电位变化。

综上所述，一般的常规导联共 12 种，其中标准导联和加压单极肢体导联主要用于反映额面的心电变化，即反映上下方向电位的变化。如患有心室下壁病变，或左前分支传导阻滞均采用这二组导联形式进行分析，其中标准导联Ⅱ所描记的 P 波和 QRS 波的始点和终点比较清楚，故多用于测量各间期的时程比较方便。

一般的单极胸导联主要用于反映水平面（横面）方向的电变化，对于引起前后

方向电位变化的一些心脏病变，如左右心室肥厚，左右束支传导阻滞均可采用此种导联形式进行探量。

五、心电图的导联轴和导联系统

上面曾指出，在上述导联形式中都把人体躯干近似地看作一个球体，而标准导联和加压单极肢体导联的各电极是放置在这个假想的球体的额切面的圆周上，而胸导联的各探查电极是放置在横切面（水平切面）的圆周上，但是为了进一步确定不同导联中各探查电极的几何位置及其相互关系，引入了关于导联轴的概念。

导联轴亦称导联线，是指某一导联中与测量电极相连的体表两点之间的假想联线。根据上述球体的假设，则三个标准导联的测量点应位于球体的额状切面的圆周上。又假定三个肢体测量点（R、L、F）彼此等距，构成一个倒置的等边内接三角形，三角形的三个边即为三个标准导联的导联线所在位置。

在加压单极肢体导联中，与仪器负端相连的电极应为零电位，而球体中心就是经常保持零电位，故由球心向各探查电极的连线，即分别作为 aV_L、AV_R 和 aV_F 的导联轴，如图 3－26（a）所示。

为了观察分析方便，将标准导联的三个导联轴向球心平行移动，使各导联轴的零位点与球体零位点重合，则得到图 3－26（b）的形式，称为心电图导联的额面六轴系统。用类似的方法还可以画出与六种胸导联有关的导联轴系统，称为心电图导联的横面六轴系统。如图 3－27 所示。

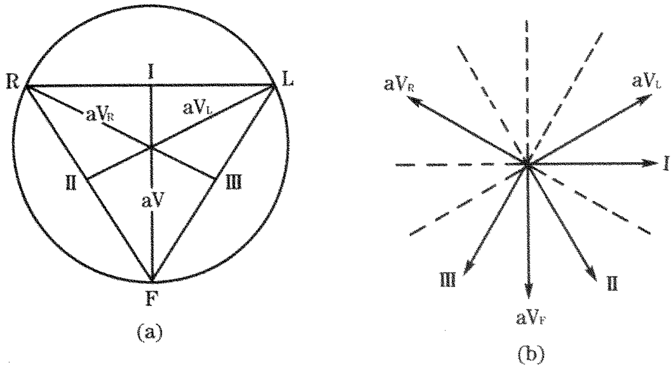


图 3－26　六种肢体导联的导联轴及其额面六轴系统

上述两个六轴系统，将在后面进一步叙述，若把空间心电向量环的各个瞬时综合向量投影到各个导联轴上，即可得到相应的心电变化波形。若投影到导联轴的正电段（实线所示的线段），则记录出正电位；反之，若投影到负电段（虚线段），则记录出负电位，故在临床分析上比较方便。

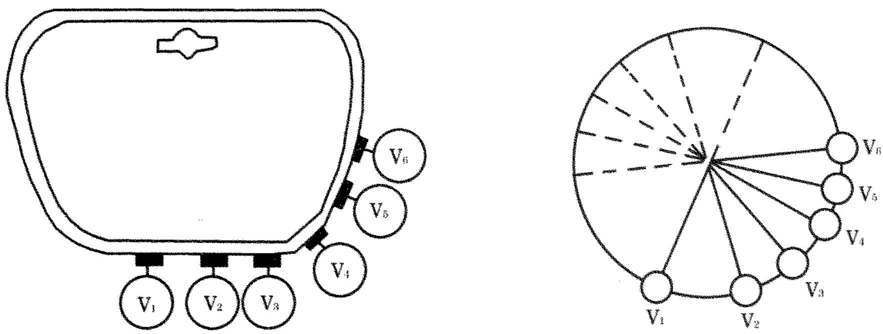


图 3－27　各种单极胸导联的探查电极在胸壁上的位置与人体横面六轴系统的关系

第五节　心电向量环及其投影

心脏是由很多片心肌组成，其厚薄不一样。一般右心室较左心室薄，而室间隔也较厚，如图 3－28 所示。

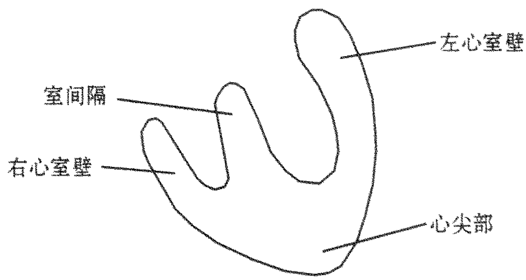


图 3－28　心肌示意图

一块心肌又是由许多心肌纤维互相衔接组成的。当激动沿着特殊传导系统下传时，在某一瞬间传到某一处时，就会引起该处所有心肌细胞都形成电偶。显然由于细胞的空间位置和极化程度不同，其极化向量的方向和大小各不相同，把这些极化向量按照向量相加的方法进行综合，即得到某一瞬间的心电综合向量。随着时间的推移，其瞬间的心电综合向量的模和方向都在改变。人们将各个瞬间心电综合向量的端点的轨迹连接起来，便得到了心电向量环。由于心脏是个立体的空腔容器，并且心肌厚度不一样，所以心电向量环一般是立体环，如图 3－29 所示。

心电向量环有三个环体，即 P 环、T 环和 QRS 环。

P 环　代表心房除极的心电向量环。P 环的方向是先向上再向右下的，然后转

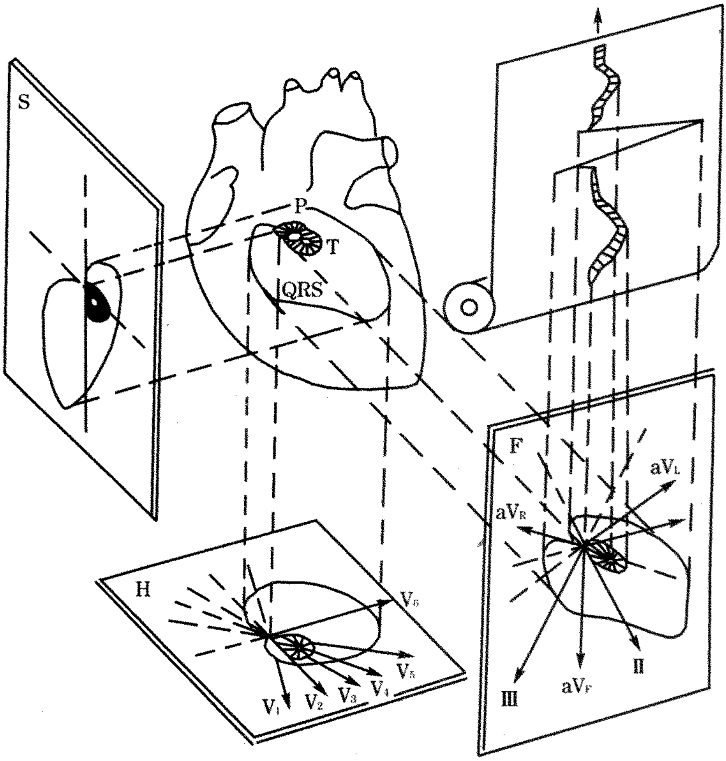


图 3－29　心电向量环及其在各平面的投影

向左，最后回到零点。P 环虽然是个主体环，但基本上与额面平行，因而自额面心电向量图看 P 环最清楚。由于心房中存在着三条结间束，心房肌壁又较薄，故全部心房壁除极所产生的电位变化甚小。同时 P 环所占时间较短，平均仅有 0.10s 即可完成。

QRS 环　代表心室除极的心电向量环。它是心室（包括心室间隔）的除极向量按照其先后发生的顺序，将其除极向量的端点轨迹连接起来，即构成了立体的 QRS 环。

T 环　代表心室肌复极过程所产生的一系列心电向量的综合向量环。这里应该指出的是心室复极过程不是一个与其除极过程相似的迅速的激动过程，而是依靠心肌的代谢过程以恢复心肌细胞的极化状态，因而 T 环的特点是所经历的时间比 QRS 环长，并且比 QRS 环小。即是一个运行较慢的，环体较 QRS 环小得多的立体向量环。

由上所述，每次正常的心脏激动将依照顺序先后产生三个主体环，即 P 环、QRS 环和 T 环。将这三个立体环分别投影到额面（F 面）、侧面（S 面）和横面（H 面）上，即得到三个平面的心电向量环。一般把立体环投影到相应的平面上这一过

程称为第一次投影。经过第一次投影之后，再将所得到的平面的心电向量环分别投影到各个导联轴上（例如额面的六轴系统和胸导的六轴系统），即得到一般常规的导联心电图。在投影过程中，若投影落在导联轴的正电段，则波形向上，反之，若投影落在导联轴负电端，则波形向下。如图 3－29，在该图中已将额面（F 面）上的平面心电向量环分别投影到标准导联 I 的导联轴上（其投影方法同前）所得波形如图 3－29 右上角所示，由图可以清楚地看出，由 P 环投影即得到 P 波，由 QRS 环得到 QRS 综合波，由 T 环得到 T 波。

为了简化叙述过程，下面仅以平面的 QRS 环为例，让其分别投影到各个导联轴上，说明其波形形成过程。

1. 额面 QRS 环分别投影到额面六轴系统上所得的波形，如图 3－30 所示。

2. 横面 QRS 向量环在各胸导联轴上投影，如图 3－31 所示。

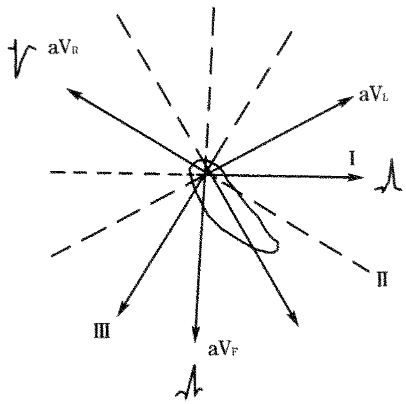


图 3－30　额面 QRS 环在额面六轴系统上的投影波形示意图

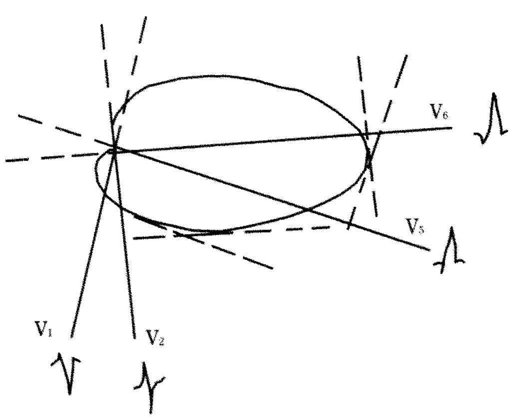


图 3－31　横面的 QRS 向量环在胸导联轴上的投影波形

一般获取平面心电向量环的方法有二类，一类是利用心电波形进行描绘，常用

的有导联轴投影法和矩形坐标法；另一类是利用心电向量图机进行直接显示。这种方法较前一类作图法简单方便，其主要原理是利用心电向量去控制示波管内电子束的运动轨迹，使荧光屏上显示出相应的平面心电向量环。例如，将垂直偏转板上出现心电向量时，电子束便作上下运动，将水平偏转板上的两个电极分别接到右臂和左臂，这样当右臂和左臂之间出现心电向量时，电子束将作左右（水平）方向的运动，如图 3－32 所示。

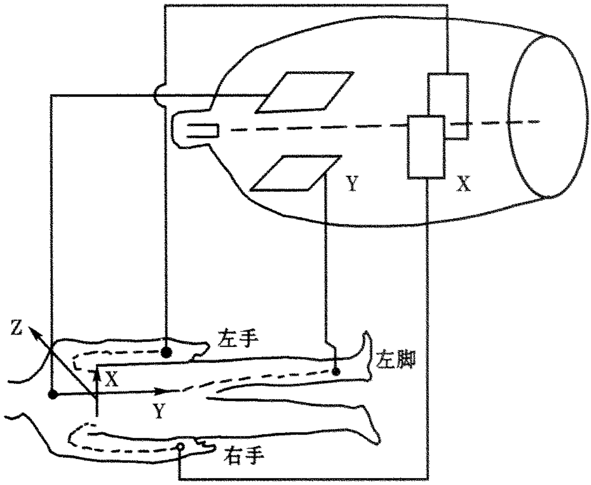


图 3－32　获取额面心电向量环的导联形式

在一个心动周期中，心脏各瞬间综合向量的变化，将使电子束沿着上下左右方向运动，在荧光屏上将显示出一个心电向量环。由于上面所讲的电极的连接仅反映了上下轴（Y 轴）和左右轴（X 轴）的电压变化，因此在屏上所显示的是额面的心电向量环，如图 3－33（a）所示。

若两对偏转板分别反映了上下轴（Y 轴）及前后轴（z 轴）的电压变化，在屏上将显示出侧面心电向量环，如图 3－33（b）所示。若两对偏转板反映的是左右轴（x 轴）和前后轴（2 轴）的电压变化，在屏上显示的将是横面心电向量环，如图 3－33（c）所示。

上面简要地介绍了获取心电向量环的基本原理，下面着重介绍心电向量图机的组成及其电路特点。

心电向量图机可以显示整个心动周期中的心电矢量图（VCG），它比一般的心电图可获得

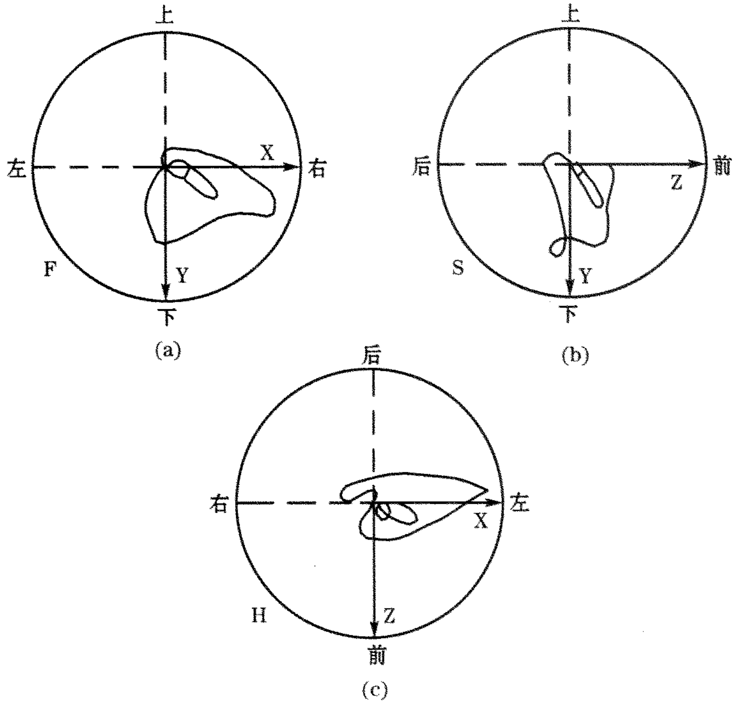


图 3－33　采用三种不同导联所获得的心电向量环

第六节　心电向量图机

心电向量图机可以显示整个心动周期中的心电矢量图（VCG），它比一般的心电图可获得更多的医用数据。前面已经指出，在心脏开始机械收缩之前，首先有电的活动，而电的活动按一定的部位、顺序、传导到心脏各部分。心室的除极构成了一个旋转的 QRS 向量环，心房的除极构成了 P 向量环，心室复极构成 T 向量环，心脏每一次搏动都有 P 环、QRS 环和 T 环依次出现。

临床上所用的心电向量图机即将立体的心电向量环分别投影到三个平面上，得到三个二维空间的心电矢量图。这三个投影面一般为：额面，也称前后面，以 F 表示（即 X 轴和 Y 轴组成的平面）；侧面，也称右侧面，以 S 表示（即 Y 轴与 Z 轴所组成的平面）；横面，也称水平面，以 H 表示（即 Z 轴和 X 轴所组成的平面）。在心电向量术语中，通常习惯的叫法是：额面（F 面）是指从前向后的投影；右侧面（S 面）是指从右向左的投影；另外，也有人取从左向右投影称之为左侧面。如图 3－34 所示。

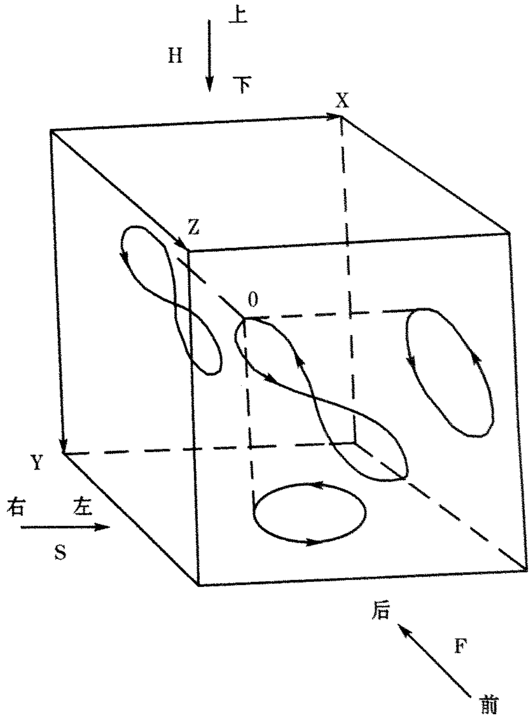


图 3 – 34　立体向量环的三个投影图

下面以国产的 XX – 2 型心电向量图机为例对其工作原理和技术指标，作一介绍。XX – 2 型心电向量图机是主要用于诊断心室、心房肥大、传导阻滞及心肌梗死的一种电子仪器。它由三路主放大器（x、y、z）及其附属电路组成，将人体的心电变化的信号通过 Frank 导联体系，分别进行放大，最后在 F、S、H 三个示波管上合成心电向量。再利用自动摄影装置，将合成的心电向量记录下来，其原理框图如图 3 – 35 所示。

它由十一个部分组成，即：导联选择、前级放大、增益选择、后级放大、示波显示（包括 F、S、H 和 M 管）、滤波、摄影、时标、扫描、电源和照片编码。各部分的工作原理如下：

一、导联选择

采用 Frank 矫正导联体系：主要考虑到人体胸腔是不规则的圆柱体，心脏不是位于中心，而是偏于胸腔的稍左向前的方位，其周围也不是均匀的介质。这种矫正导联体系，能较真实地反映心脏的电变化。

Frank 矫正导联体系共用八个电极，胸腔放置五个电极，都在胸骨第五肋间水

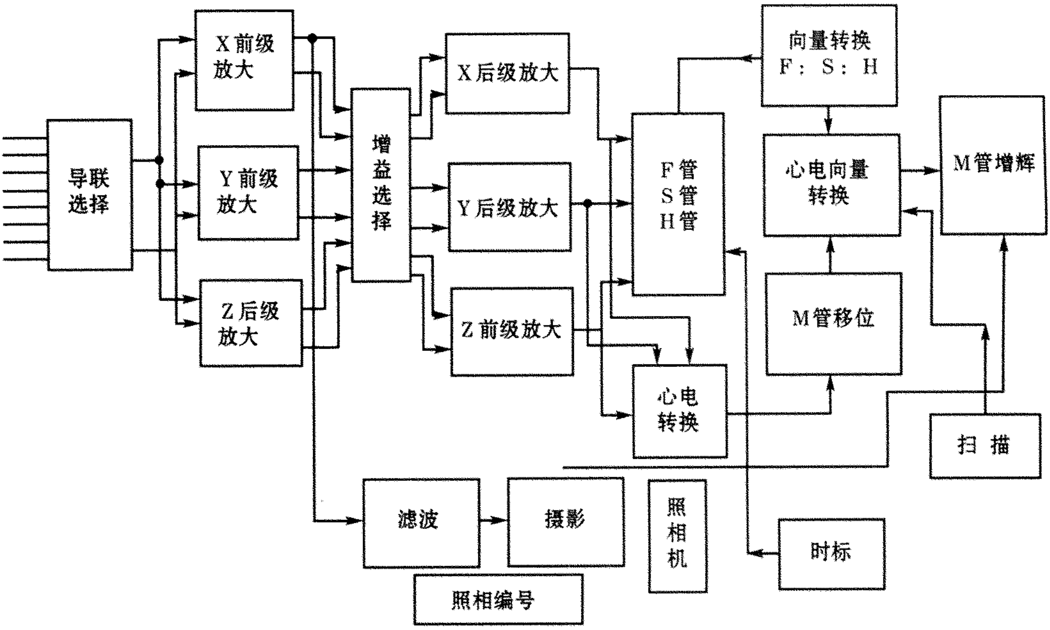


图 3－35　XX－2 型心电向量图机原理框图

平位置，另外，三个电极分别放置在左腿、颈后及右腿，分别以下列符号表示：I：右腋中线；A：左腋中线；E：前正中线；M：后正中线；C：E、A 之间 45°夹角处；F：左腿；H：颈后；N：右腿。其电极位置及其导联电路如图 3－36 所示。

除 Frank 导联形式外，还可根据临床要求接成其他导联形式。

在导联选择部分还有 1mV 标准电压发生器，它是由锌汞电池通过电阻分压获得，作为后面各路放大器定标使用的标准电压。

二、前级放大器

前级放大器的原理如图 3－37 所示。

前级放大器采用低噪声电子管 6N4，并且利用 3DG6 作恒流源，以提高其共模抑制比。前级放大电路采用串接放大器形式，这种电路具有放大倍数高、噪声低、动态范围大、输入阻抗高和共模抑制比大等优点。电路中电位器 W_1、W_2 作放大器的平衡调节，电容 C_5 用以改善放大器的相位特性，放大后的信号通过耦合电容送入后级。前级放大器的放大倍数一般约 40dB。

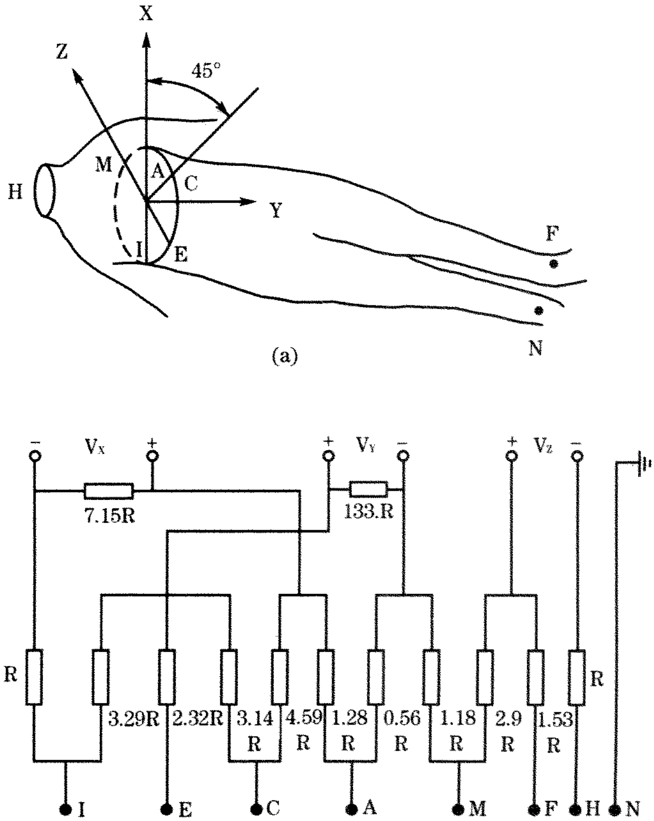


图 3－36　Frank 导联体系及其电极位置

三、增益选择

利用分压电阻将前级放大的信号进行不同比例的分压，根据需要选择不同的分压系数进行增益选择，然后再将分压后的信号送入后级放大器的输入端。

四、后级放大器

后级放大器由两部分差分放大电路组成：第一部分为双端输入单端输出；第二部分为单端输入双端输出；放大后的信号再经射极跟随器直接送至示波管的偏转板上，则在示波屏上显示出相应的心电向量环。

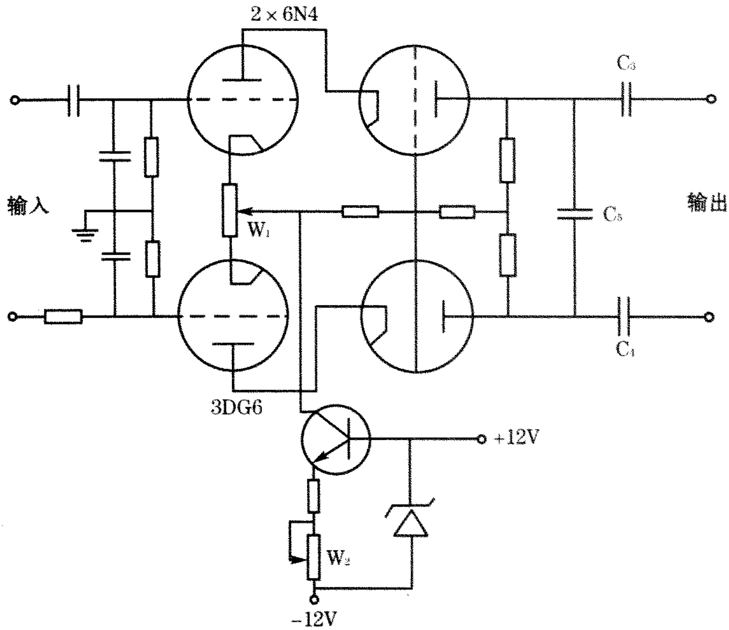


图 3-37　前级放大器原理电路图

五、示波显示部分

采用中余辉示波管（13SJ3）作为显示 F、S、H 三个平面上的心电向量环的示波管。信号经放大器放大后，分两路输出：一路直接送到三个示波管的偏转板合成 F、S、H 向量；另一路经转换开关转换后（即进行向量选择、向量心电选择和心电选择），在监示管 M 上可以分别显示 F、S、H 向量及 X、Y、Z 向量的心电波形。

当 M 管显示心电向量时，其垂直移位电路可以使波形作上下移动，为了使显示的向量和心电波形的轨迹清楚，一般采用长余辉示波管（13SJS8D），并在摄影时备有增辉装置，可供使用者调节。

六、滤波电路

从 X 路前级放大器引出的信号，经射极跟随器送入由 FC54 组成的放大器，再将放大后的信号通过微分电路进行微分，以滤除 T 波和 P 波，选出 QRS 波，再经饱和放大变成正向脉冲输出，经倒相由射随器送入摄影单元，作为摄影电路的触发信号。

七、摄影电路

摄影电路用来控制照相机快门开闭时间，同时使 M 管增辉，从而完成摄影动作。

八、时标电路

扫描电路也采用单结晶晶体管构成脉冲发生器产生脉冲，触发锯齿波发生器产生锯齿波，再经差分放大器直接送入示波管偏转板进行扫描。

九、扫描电路

扫描电路也采用单结晶晶体管构成脉冲发生器，产生脉冲，触发锯齿波发生器产生锯齿波，再经差分放大器直接送放示波管偏转进行扫描。

十、电　源

采用高压振荡电源（高压振荡频率为 10kHz）。产生高压 +1 500V 作为加速极电压，—1500V 经分压作为聚焦电路和辉度调节，+300V 作为辅助聚焦电压。低压电源采用一般的标准稳压电源。

十一、照片编号

由荧光屏数码管及译码器和一个转换开关构成。分个位、十位和百位三个单独电路，可以组成从 0~999 各位数码，供照片编号使用。

XX-2 型心电向量图机的主要技术指标如下：

灵敏度	分 1、2、3、4、5、6、8、10、12、16cm/mv，共 10 档
定标电压	1±0.05mV
共抑制比	5000:1
时间常数	≥1.8s
噪声	10μV
频率响应	0.5~100c/s~3dB
扫描速度	25mm/s、50mm/s
扫描线性	<10%
时标	1ms、2.5ms、5ms
输入直流电阻	>5MΩ

第七节　心电图机的组成

一、概　　述

临床应用的心电图机是一种用以记录心电电位变化的精密医用电子仪器。它能将微弱的心电信号（电流约 1μA，电压约 1～2mV）加以放大和记录，是心脏病诊断中不可缺少的重要仪器，也是对循环系统生理和病理现象进行研究的重要仪器之一。

各种类型的心电图机在结构上差别很大。最早在临床上应用的是弦线式电流计型的心电图机，现在实用上已被淘汰，如图 3－38 所示。随后制成的是用电子管放大的干电池式和交流电源的心电图机，先是用照相感光纸作记录，如图 3－39 所示。以后发展为直接描记式，即用特制的心电图纸和热笔作直接描记，如图 3－40 所示。为了能长时间连续观察心电图的变化，又出现了示波器式心电图观察机，如图 3－41 所示和心电向量图机。

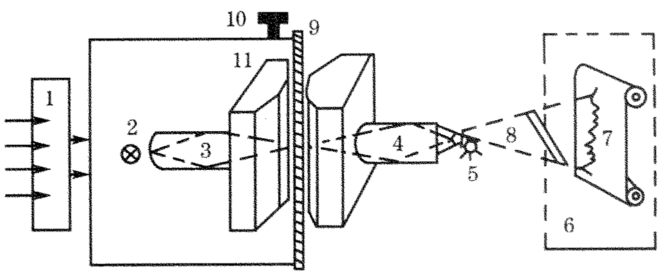


图 3－38　弦线式电流计光学放大心电圈机示意图

1. 导联选择器 2. 光源 3. 聚光镜 4. 放大镜 5. 遮光活页
6. 暗盒 7. 感光纸 8. 隙缝 9. 石英丝 10. 调节弹簧 11. 磁钢

特殊用途的心电图机也已研制成功，可在相距千里之遥传送心电图，为紧急会诊和诊断提供了方便条件。另外遥测技术也用到心电图记录上，利用遥测心电图技术可记录宇航员的心电图及其他生理参数。近年来应用电子计算机进行阅读和分析心电图已经获得一些成就，并已开始用于临床诊断。

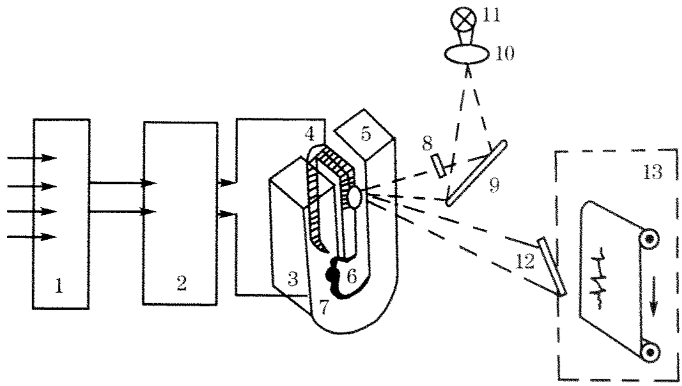


图 3－39　**动圈式电流计电子管放大心电图机示意图**

1. **导联选择器** 2. **放大器** 3. **磁钢** 4. **线圈** 5. **镜面** 6. **铁芯** 7. **游丝** 8. **指针** 9. **反射镜** 10. **聚光镜** 11. **光源** 12. **隙缝** 13. **暗盒** 14. **感光纸**

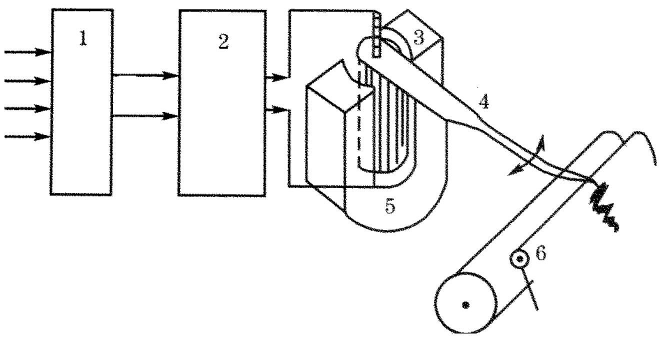


图 3－40　**直接描记式心电图机**

1. **导联选择器** 2. **放大器** 3. **磁钢** 4. **描笔** 5. **线圈** 6. **心电图纸**

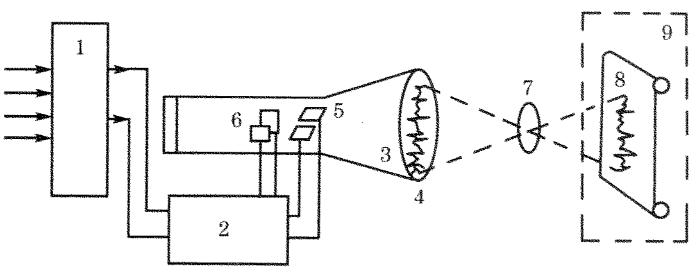


图 3－41　**示波管式心电图机**

1. **导联选择器** 2. **放大器** 3. **示波管** 4. **荧光屏** 5. **垂直偏转板** 6. **水平偏转板** 7. **透镜** 8. **感光纸** 9. **暗盒**

二、心电图机的一般特性

（一）心电图机的频率响应

设计心电图机时应该要求在最高最低频率范围内的心电流应该能线性地放大和记录，而对于心电流之外的各种干扰应完全予以抑制。通常对心电图频率响应的要求为，以 1 ~ 10C/S 的灵敏度为 100%，则 15C/S 时应不低于 90%，而 40C/S 周时应不低于 50%。这样的频响特性已能满足一般的临床要求。

心电图机的高频端的频率响应主要受到记录器的限制，而电流计是记录器的主要部件。它本身的谐振频率限制着记录器所能记录的最高频率。例如光学放大的动圈式电流计的谐振频率为 150 ~ 200C/S，直接描记动铁式电流计的谐振频率为 30 ~ 40C/S。可见直接描记式的高频端频率响应较差，而弦线式电流计对高低频率的响应较好。近代精密的弦线式电流计与原始的弦线式电流计在结构上已有很大差别，但原理相同，一般用在较高级的测试设备中。

各种电流计对低频率的响应一般均能满足要求，而整机的低频响应范围主要取决于放大器级间耦合的时间常数。通常采用特殊设计的放大电路和适当的电子元件，可使心电图机在低频范围内具有足够的灵敏度。

（二）心电图机的灵敏度

通常所说的心电图机的灵敏度是指在它的频率响应范围内对输入电流的放大率，即输出端对输入端电流的比值。由于心电图机的输出形式表现为描记的波形，所以波形的幅值就直接反映输出电流的大小，通常以毫米表示振幅的高度，并且将输入的心电流也变换成电压形式，以毫伏数表示，所以心电图机整机的灵敏度是以 mm/mV 来表示。一般心电图机的最大灵敏度可达 20mm/mV。在临床使用时，描记的标准灵敏度定为 10mm/mV。一般在临床描记时就以这一数值进行校准。

（三）心电图机的失真度

设计心电图机时，要求心电图机应该能对输入的心电信号进行不失真地放大，否则将要出现波形畸变或整机灵敏度下降，一般把这种失真称为非线性失真。造成波形畸变的原因是所谓切线误差，如图 3 – 42 所示。

其中 OA 为描笔的长度，AF′为纸面的宽度，也即描记式波形的垂直幅度坐标，AF 为描笔端点所描记的圆弧。B、C、D、E 为圆弧上的轨迹，将其分别水平投影到 AF′上，得到 B′、C′、D′、E′，显然圆弧上$\overset{\frown}{AB}$大于线段$\overline{AB'}$，$\overset{\frown}{BC} > \overline{B'C'}$，$\overset{\frown}{CD} > \overline{C'D'}$，$\overset{\frown}{DE} > \overline{D'E}$，$\overset{\frown}{EF} > \overline{E'F'}$，描笔所描绘的圆弧$\overset{\frown}{AB}$、$\overset{\frown}{BC}$、$\overset{\frown}{CD}$、$\overset{\frown}{DE}$、$\overset{\frown}{EF}$分别代表电压变化 1 毫伏时所描记的弧长。这样一来，随着描笔的移动，其实际描记出的波形幅度逐渐减小，即$\overline{AB'} > \overline{B'C'} > \overline{C'D'} > \overline{D'E'} > \overline{E'F'}$，从而产生了所谓切线失真。这种误差一般

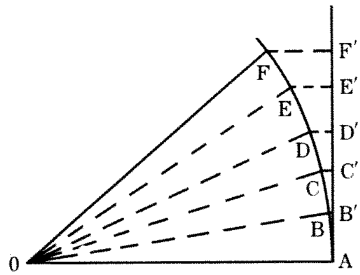


图 3－42　切线误差的表示

可采用增大描笔长度使其减小。但是描笔做的太长在工艺上和实际应用时均有困难，一般宜取 12cm 左右为宜，误差可限制在 10% 左右。另外，也可采用一种非线性振幅坐标的心电图纸，将描笔所引起的切线失真误差予以校正，或降低切线误差。

三、心电图机各部分的组成及其工作原理

一般心电图机包括以下几个主要部分：导联选择器、定标电压部分、放大部分、记录部分和电源部分。如图 3－43 所示。现以国产的 XD－4 型全晶体管心电图机为例进行说明。

XD－4 型心电图机结构方框图如图 3－44 所示。

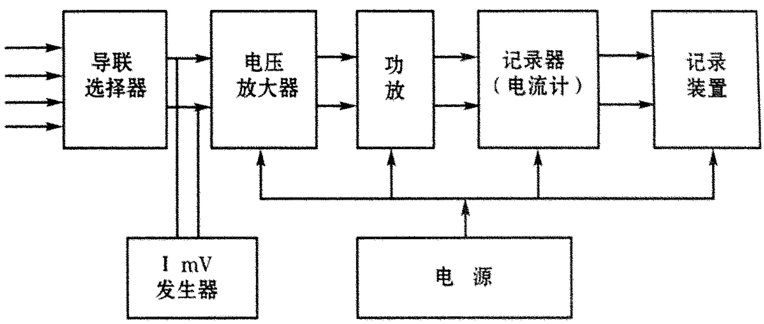


图 3－43　心电图机方框图

技术指标

灵敏度	分 5mm/mV、10mm/mV 二档，另有细调校正装置
定标电压	1mV ± 1%
输入阻抗	＞1.5MΩ
时间常数	＞1.5 秒
记录器频率响应	0.5～30Hz

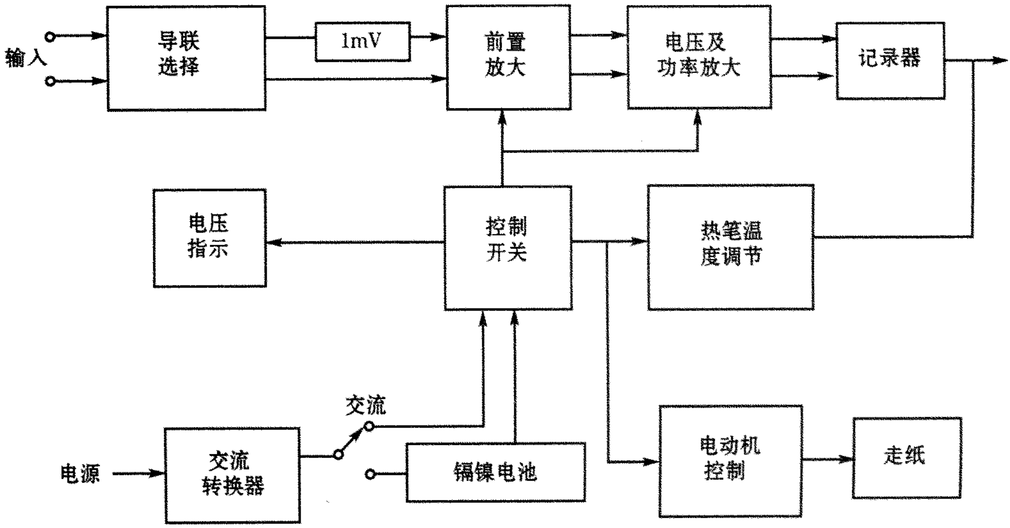


图 3－44　XD－4 型心电图机方框图

描笔振幅　　　　　　　±20mm，非线性失真<10%

走纸速度分　　　　　　25mm/秒，50mm/秒二档，分别±5%

下面对心电图机各主要部分作一简要介绍。

（一）导联选择器

导联选择器用以选择来自肢体或胸前的电极导线，并将传来的心电信号送到放大器进行放大。导线是按照规定方法预先进行连接。临床心电图机进行记录时常规应用的导联有：标准肢体导联Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ（Einthoven 氏），加压单极肢体导联 aV_R、aV_L、aV_F（Goldberger 氏），单极胸导联 $V_{1\sim6}$（Wilson 氏）等；但旧式机器还有双极胸导联 CR、CL、CF，各导联的临床接线方法如图 3－45 所示。

在导联线中串接电阻的目的，是为了减少皮肤电阻对记录的影响。根据实验测定，局部皮肤电阻经导电糊涂擦以后，其平均电阻为 2000Ω，但上肢和下肢的皮肤电阻亦不一样，左足的电阻常较上肢高。因而在作单极导联的记录时，为了得到各电极来说都是相对为零的中性电极（无关电极），并尽量减少皮肤电阻的影响，在各导联中均要串入电阻，如图 3－45 所示。

近代心电图机各电极导线的颜色是标准化的：即红色－右手，黄色－左手，绿色－左足，黑色－右足，白色－胸。其中右足的黑色导线为抑制干扰接地线。

图 3－46 是 XD－4 型心电图机的导联选择器的线路图，该选择器共有 9 个位置，其中 1 和 9 为零位，其余的 2～8 分别为Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ、aV_a、aV_L、aV_F 和 V 等导联。图中 R_4、R_5、R_6，分别为串联在各肢体导线中的电阻，R_1、R_2、R_3 为在加压单极肢体导联中串联接在各相应的肢体导线中的电阻。R_7 为串接在胸前导联中的电

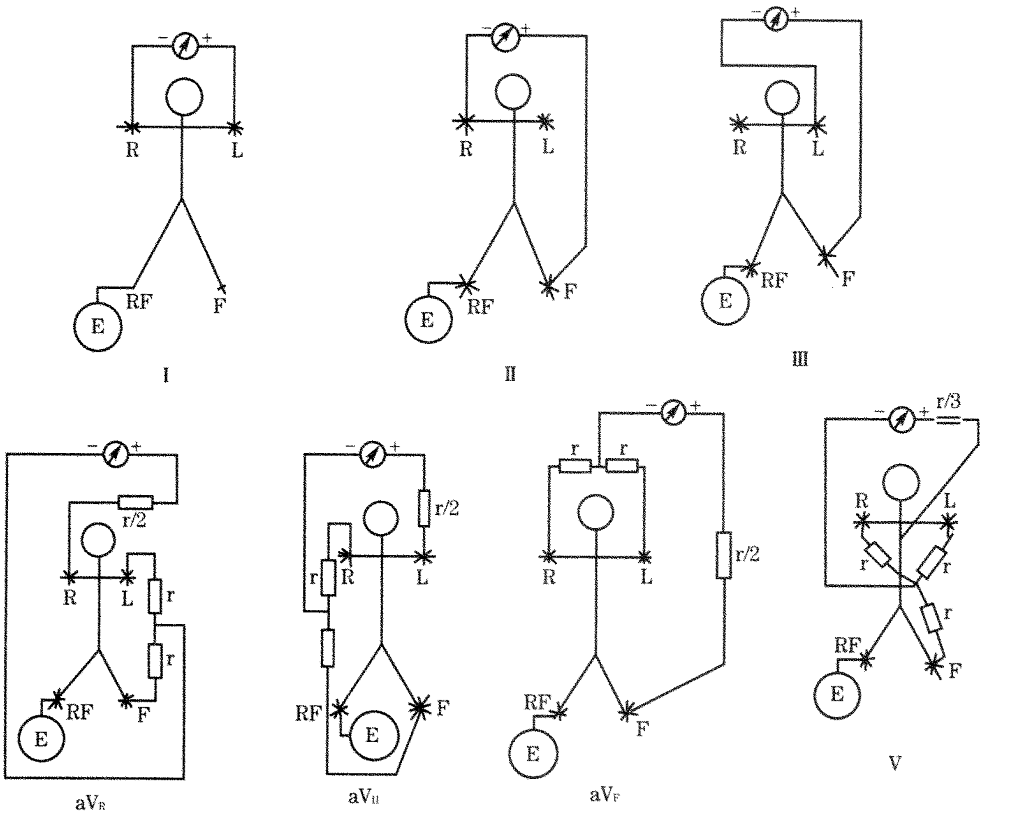


图 3－45　各导联接线示意图

阻。通常取 R_1、R_2、R_3 为 R_4、R5、R_6 阻值的一半，而 R_7 为 R_4、R_5、R_6 阻值的 1/3。

（二）定标电压部分

定标电压是由 1mV 标准电压发生器产生，用以校正心电图机的整机放大率，使其达到标准的灵敏度，即 10mm/mV。经过定标电压较准后，便可直接根据印制在心电图纸上的振幅坐标纸准确地读出心电流的强度。这是心电图机中一个不可缺少的组成部分。另一方面，通过定标电压可以了解心电图机中记录器的阻尼情况，因为阻尼的强弱对描记出来的波形影响很大，在更换描笔或更换记录纸时，会因品种不同引起阻尼的改变。利用定标电压即可检查阻尼情况，如图 3－47 所示。若阻尼不合适，可调整热笔固定座上的螺帽，改变描笔对记录纸的压力即可获得正确的阻尼。

1mV 标准电压发生器，一般采用由锌汞电池作电源，通过分压电阻而获得定标电压，一般误差为 ±0.5%～±1%。

1mV 标准电压发生器位于心电放大的前置放大部分，定标电压可通过定标按钮

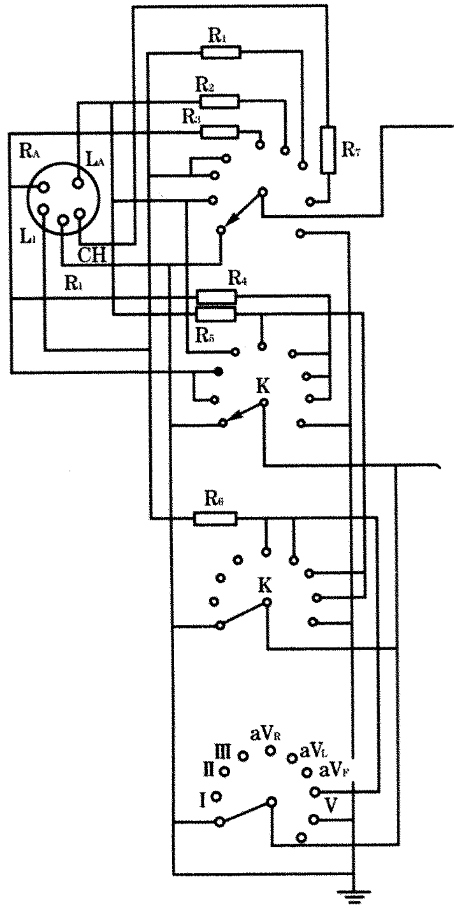


图 3－46　导联选择器线路圈

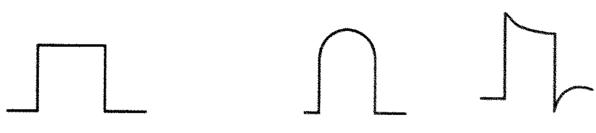
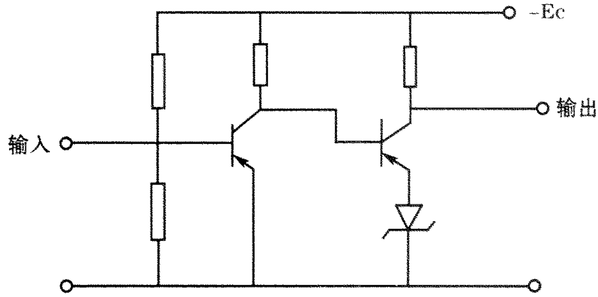


图 3－47　阻尼的波形

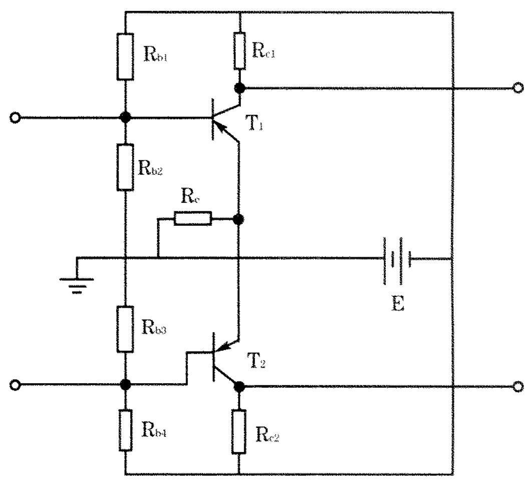
开关送入放大器，可以单独送入，也可与心电信号同时送入。

（三）放大部分

心电流经过导联选择器后，即送入放大器进行放大。放大器由前置放大器、电压放大器和功率放大器组成。放大器的电压增益主要由前置放大器和电压放大级获得。XD－4 型的二级放大约为 70dB，整机灵敏度可达 15mm/mV 以上。功率放大器



(a)



(b)

图 3-48　常用的放大电路

提供足够的功率推动记录器描记波形。

设计心电图机的放大器时，应该考虑心电流的波形特点。通常心电流波形可视作一系列的交变的低频分量和缓慢的直流量的综合，其主要的频率变化范围为约 0.5~40C/S。例如一个 QRS 波群，即可视为一组较高频率分量，而正常的 P 波及 T 波则具有直流性质。因为它们仅从基线向一个方向变化。而一个双向的 T 波，则又可看作是较低频率的交流分量。因为它是以基线为零点向两个方向的变化，而基线的位移可视为直流电流平均幅度的变化。根据上述心电波形的特点，可选用较大时间常数的级间耦合放大器或直流放大器。近代心电图机的设计均采用这两种电路的综合，这样可以扩展放大器在低频端的频率响应范围，同时消除直流分量的影响。

直流放大器的特点是采用直接耦合的方式进行放大，一般有零点漂移现象。故在心电图机中比较广泛地采用了差动放大线路。因为它能较好地抑制零点漂移。差

动放大器线路如图 3－48（b）所示。它选用两只特性完全相同的晶体管组成对称电路，心电信号由两个基极引入，然后由两个集电极输出，使电路达到完全平衡，增加了电路稳定性和抗干扰能力。

XD－4 型心电图机的放大器原理电路如图 3－49 所示。全部采用晶体管，它的前级放大器是由场效应管 3DJ6E 和三极管 3CGl4 组成的差动放大器（图中虚线方框里是 1mV 标准电压发生器）。由于场效应管具有输入阻抗高、噪声低和动态范围大的特点，故用在输入端的前级。因为输入阻抗提高后，皮肤电阻对描记波形的影响就显著减少，使描记的波形更加准确，减小波形失真。

前置放大级采用阻容耦合（一般取时间常数为 2s），该级由 3DJ6E、3DG6D、3AX31D 组成直接耦合差动放大器，再经过 3AX81B 共集电极电路送入由 3AD6C 组成的桥式功率放大器，最后送入记录器。电路中亦采用负反馈，以提高电路的稳定性。

1. 前置放大器

前置放大器由二级差分放大器组成，如图 3－50 所示。

第一级差分放大器采用一对结型场效应管 2×3DJ6E，而恒流源采用晶体管 3DG6B，如图 3－50 所示。其主要元件的作用如下：①场效应管 2×3DJ6E 具有输入阻抗高、噪声低的特点，作为输入级的放大元件；②栅级电阻 R_{12}、R_{13} 与场效应管输入电阻并联，组成放大器的输入电阻。由于场效应管输入电阻一般大于几十 MΩ，所以与栅极电阻 R_{12}、R_{13} 并联后，放大器输入电阻就接近栅极电阻 R_{13}、R_{14} 的数值。一般 R_{12}、R_{13} 取值为 2MΩ；③平衡电位器 W_2 用以调节一对结型场效应管漏极之间的静态平衡。当调节 W_2 时，可使结型场效应管 T_1 和 T_2 的漏极电流 I_{D1} 和 I_{D2} 流过 R_{19}、W'_2 和 R_{20}、W''_2 所产生的电压相等，即 $I_{D1}(R_{19}+W'_2)=I_{D2}(R_{20}+W''_2)$，使前级放大处于平衡状态；④反馈电阻 R_{14}、R_{15} 是源极负反馈电阻，用以稳定工作点，但也使该级放大倍数有所下降；⑤电位器 W_1 用以调整和提高输入信号的辨差比（即共模抑制比），因为适当地调节 W_1，可使输入共模信号分配到 R_{12}、R_{13}，上的电压信号有一恰当的差别，以补偿电路中任何一个不对称因素的影响（例如管子的特性和相应的元件数值的变质）所引起放大倍数的差异，而导致输出的信号接近于零；⑥1mV 标准电压发生器用以测量心电信号的大小和校正放大器的工作状态。其实际电路连接如图 3－51 所示，图中 1.35V 为 XGB－0.25 型锌汞电池，R_8、R_9 为测量电阻，利用分压原理获取 1mV 标准电压。

2. 电压放大器

心电信号经前置电压放大器放大后，其幅度还太小，还要经过电压放大，二者之间采用电容耦合，其时间常数为 2s。为了保证耦合电容的隔直作用，要求其绝缘电阻具有较高的数值（大于 500MΩ），否则会引起基线漂移，或使放大器的工作点偏移，严重时会使描笔偏向一边不能移动，故耦合电容一般采用 CPI－2μF－40 漆膜

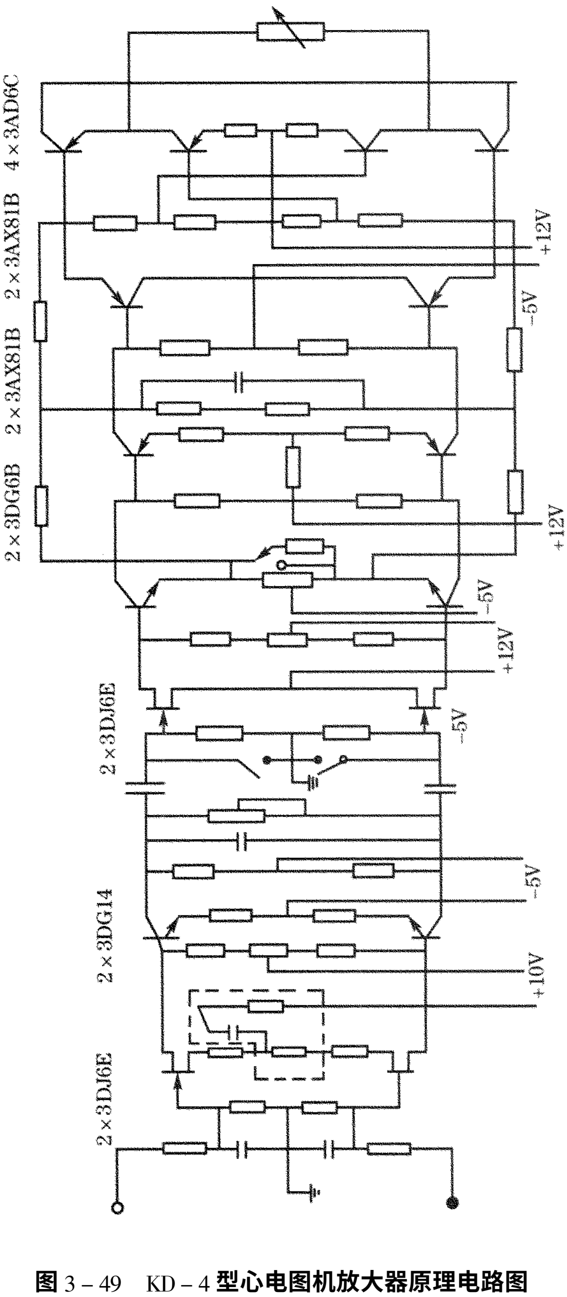


图 3－49　KD－4 型心电图机放大器原理电路图

电容。

电压放大器的原理电路如图 3－52 所示。现将电路中各主要元件的作用简述于下：

（1）场效应管 T_7、T_8 和晶体管 T_9、T_{10}、T_{11}、T_{12} 和 T_{13} 组成三级直流放大，其

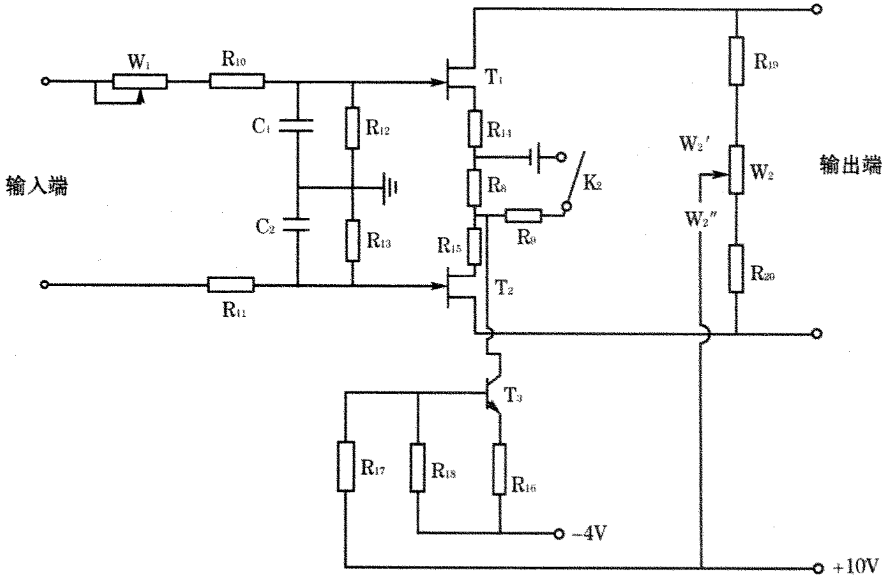


图 3-50 前置放大器

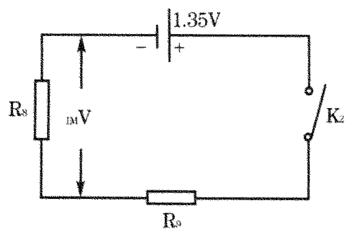


图 3-51 1mV 标准信号发生器

中场效应管 T_7、T_8（2×3DJ6E）和晶体管 T_9（3DG6B）组成带有恒流源的第一级电压差分放大器。晶体管 T_{10}、T_{11}、T_{12}、T_{13}组成第二、三级电压差分放大器，总共组成三级差分直流放大器。

（2）电位器 W_7 主要用于对后级放大器工作状态进行调整。因为改变 W_7 的数值，可改变恒流源 T_9 的工作点，T_9 工作点的改变，就导致 T_7、T_8 二个管子工作点的改变，整个直流多级放大器都会受到第一级放大器工作状态的影响，因而改变 W_7，调整 T_7、T_8 的工作点，就会改变整个电压放大器的放大倍数。

（3）电位器 W_5 主要用于对后级输出平衡进行调整，其工作原理与前置电压放大级输出平衡电位器 W_2 的工作原理相同。

（4）电位器 W_6 主要用于描笔移位调节。它是通过一对晶体管 T_{10}、T_{11} 具有不对称的射极负反馈电阻，使二个晶体管处于不对称输出，驱使描笔作相应的偏移。因

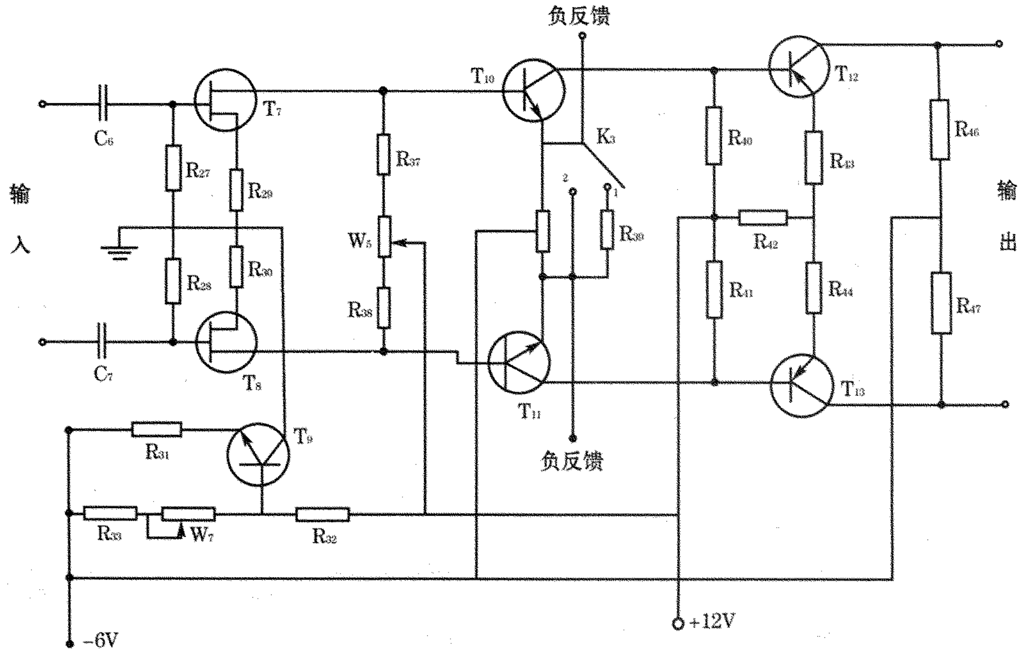


图 3－52　电压放大电路图

而调整 W_6 可使描笔上下移动。

（5）衰减开关 K_3，当 K_3 置于“1”的位置时，电阻 R_{39} 与 W_6 并联，而当 K_3 置于“1/2”位置时，电阻 R_{39} 不与 W_6 并联，此时晶体管 T_{10}、T_{11} 的射极负反馈电阻增大，放大倍数下降到原来的 1/2 左右。工作时可通过调节 R_{39} 的大小，改变 K_3 在“1”时的放大倍数，适当地调整 R_{39} 的数值，可使放大倍数在“1/2”位置时刚好等于在“1”位置时的一半。

3．功率放大器

XD－4 型心电图机的功率放大器担负着把电压放大器送来的信号进行功率放大，以推动动圈式记录器将心电信号记录下来。一般动圈式记录器线圈电阻很低，约 50Ω，它相当于放大器的输出负载，为了使动圈式记录器获得足够的偏转功率，要在电压放大器和记录器之间接入射随器，作为阻抗变换器以使描笔正常偏转。

为了便于理解 XD－4 型功率放大器的实际电路，先了解一下双端输出射极输出器。

双端输出的射极输出器如图 3－53 所示。它由一对参数完全对称的射随器构成，而记录器接在两个射极之间，射极输出器采用参数完全配对的 PNP 管，其电流方向如图中所示。记录器线圈电阻用 R 表示，其中流过的电流用 I 表示；U_1、U_2 表示输入信号。

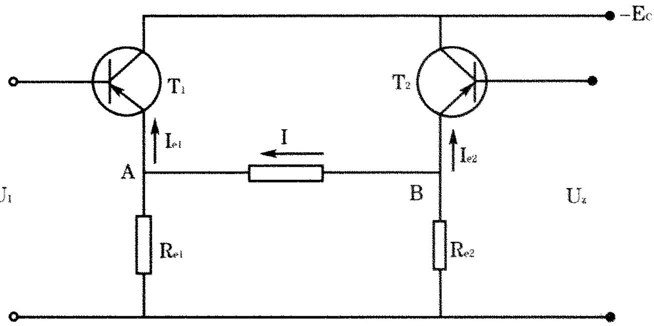


图 3－53　双端输出的射极输出器

当输入信号为零时（即在静态情况下），由于晶体管 T_1 和 T_2 完全对称，电路中 A 点和 B 点电位相同，A、B 两点间无电位差，当然 R 中流过的电流为零，线圈不发生偏转；当输入信号不为零时，由于电路是双端输入，即由前级送来的是大小相等极性相反的电压信号，即 $U_1 = -U_2$。

若 $U_1 > 0$，则 $U_A > 0$；相对应的是 $U_2 < 0$，$U_B < 0$；而 B 点与 A 点的电位差 $U_{BA} = U_B - U_A < 0$，则流过 R 的电流方向与图中所示的电流方向相反。

若 $U_1 < 0$，$U_2 > 0$，则 $U_A < 0$，$U_B > 0$；$U_{BA} = U_B - U_A > 0$，此时流过 R 的电流方向与图中所示电流方向相同。这就是说，偏转线圈的偏转方向，随着输入信号的极性不同而改变。而偏转的大小取决于偏转线圈中所通过的电流的数值。

作为功率放大器，总希望（即在输入信号相同的条件下，并且管中的工作点不变）能输出较大的功率供给偏转线圈，也就是说，使偏转线圈得到足够大的功率进行偏转，以便描记出清晰的心电波形。

为此，可采用一对处于正反馈工作的晶体管来代替图 3－53 中电阻 R_{e1} 和 R_{e2}。

因为偏转线圈得到的功率 $P = I^2R$，而 R 为偏转线圈电阻，I 为流过偏转线圈的电流。若能设法增大电流 I 的数值，就可使偏转线圈得到较大的功率。采用图 3－54 所示的电路就可实现上述目的。

图 3－54 中，若 U_2 增大，则 B 点电位 U_B 上升，经电阻 R_3、R_4 分压，将 C 点电压 U_G 送到 T_3 的基极，使基极电位抬高，由于 T_3 管的放大作用，使 T_3 和 A 点电位 U_A 大大降低。同理，此时 U_1 下降，通过电阻 R_1、R_2 分压，将 H 点电位 U_H 送到晶体管 T_4 的基极，使其电位下降，再经过 T_4 的放大作用，就使 B 点电位大大上升。这样，B 点与 A 点的电差 U_{BA} 就比用 R_{e1} 和 R_{e2} 时显著增大。由于 U_{BA} 的增大，偏转线圈就得到更多的功率驱动描笔进行心电波形的描记。

在实际线路中，为了增大晶体管 T_1 和 T_2 的电流放大倍数，常采用复合管，如图 3－55 所示。其中 T_1' 和 T_1'' 及 T_2' 和 T_2'' 分别构成二个复合管，复合管的电流放大系数等于各单管电流放大系数的乘积，即 $\beta_1' = \beta_1' \cdot \beta_1''$；$\beta_2' = \beta_2' \cdot \beta_2''$。

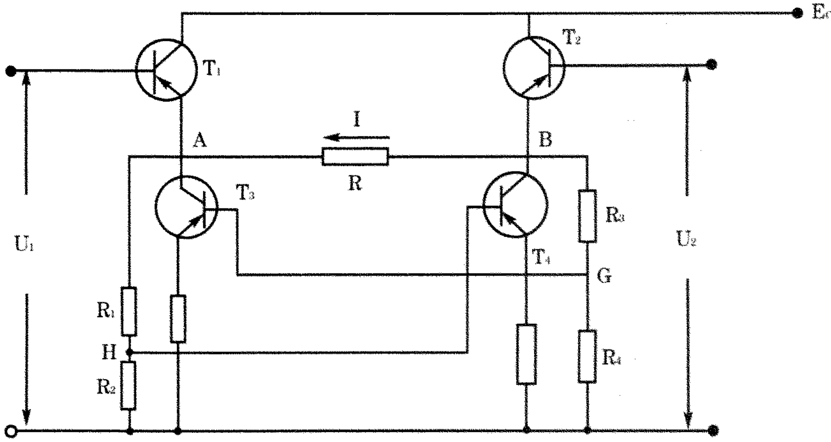


图 3－54　偏转线圈电流驱动电路

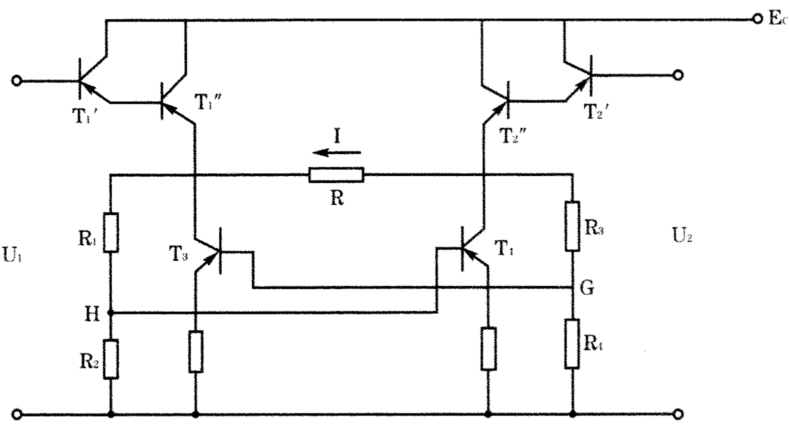


图 3－55　采用复合管构成的双端输出的射极输出器

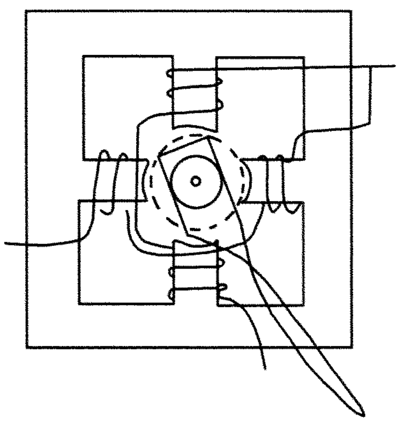
综上所述，XD－4 型功率放大器的记录器是接在复合射随器的后面。由于复合双端输出的射极输出器的阻抗变换作用和电流放大作用，使记录器得到了足够大的电压和电流，也即获得了推动记录器所需要的功率。这种复合的双端输出射随器实际上也构成一个电桥电路。而记录器刚好接于二个桥臂的中点。利用不平衡电桥的原理，也很容易理解功率放大器的工作过程。

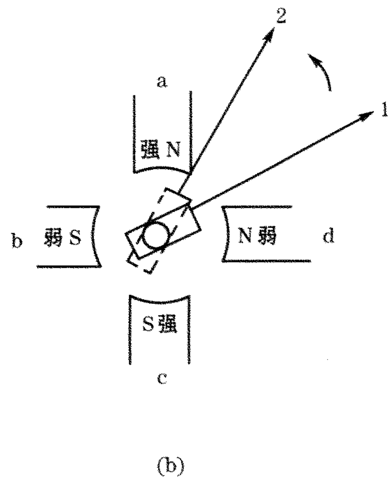
（四）记录部分

记录部分主要由电流计和描记装置所组成，现分述如下。

1. **电流计**　电流计种类很多，早期的心电图机普遍运用一种改进的弦线式电流计，它在光学描记式的心电图机中曾得到广泛应用。目前应用很广的是动铁式电流计，主要用直接描记，其结构如图 3－56（a）所示。它主要包括一块方框形的定

铁，由矽钢片制成，定铁的四边有一个向内伸出的极靴，每一极靴上绕有一个线圈，其中位于相对的极靴上的线圈互相串联，来自放大器的电流即分别接入二组线圈，位于定铁极靴中间有一可灵活转动的动铁，是由高导磁率的材料制成。它由两端的轴承支承并与极靴之间保持着极微小的距离，不与极靴接触。定铁极靴所产生的磁场可以对动铁产生很大的引力，动铁在靠近轴承的一端还装有用以产生反抗力矩的盘形游丝，以维持动铁的平衡位置。这种电流计的工作原理如图 3－56（b）所示。当通过 a、c 两个极靴上的线圈内的电流比 a、c 极靴所产生的磁场较 b、d 为强大时，这时原来保持在平衡位置 1 上的动铁和描笔便向 a、c 极靴转动，到达 2 的作置。反之，如果 d、b 极靴上的磁场较 a、c 为强，则动铁便向相反方向转动。这种动铁式电流计在产生 1cm 的振幅时，需要的功率为 10^{-1}W。由于这种电流计的功率较大，所产生的力矩亦大，所以可直接带动描笔进行描记，记录手续简单，故得到广泛应用。


(a)



(b)

图 3－56　直流描记式电流计工作原理示意图

动铁式电流计所需的推动功率较大，同时其惯性也较大，对高频的响应受到一定限制，所以现代轻便型的特别是晶体管式的心电图机，已普遍改用动圈式电流计，这种电流计和一般磁电式电表的结构相似。在永久磁铁的强力磁场中，有一只可旋转的线圈，当线圈中通过电流时，产生力矩使线圈转动，同时附在轴的一端的盘形弹簧将产生一反力矩，使线圈在转动到某一位置时二者达到平衡，描笔固定在线圈的轴上和线圈一起转动，即可在纸上把波形描记下来。

2. 描记装置

电流计将放大的心电流转变为机械运动之后，再经描记装置即可进行记录。描记装置通常有两种形式：光学描记和直接描记。

直接描记有两种方法：热笔描记法和墨水喷射描记法。

（1）热笔描记法

在描笔的尖端装有电热丝，其中电流大小可适当控制，使热量适中；热量不足或过热都会影响波形的清晰度。

XD－4型心电图机采用管型热笔，即在直径1.6mm钢管内装有2支玻璃管和1支由Φ0.06mm的镍铬丝烧成的螺旋丝，其电阻值为80Ω。由于电阻丝很细，在使用心电图机时，若有大的干扰信号进入放大器，将使热笔剧烈摆动，容易引起电阻丝断裂。

热笔温度调节电路如图3－57所示。其中W为调节电位器，当开关K打开时，热笔处于预热状态；当开关闭合时，热笔处于工作状态。预热状态可避免热笔不进行描记时因过热而损坏。

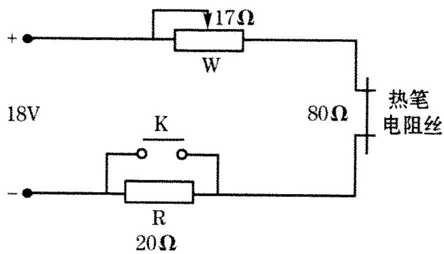


图3－57　热笔温度调节电路

心电图纸是特制的，纸的底色可呈红色或蓝色，其表面涂有乳白色的腊层，纸上印有时间和振幅坐标。当热笔与纸面接触时，纸面药膜溶化，即显示出药膜下面的底色，从而描记出心电流的波形。由于描笔与纸面接触，存在一定的摩擦力，使描笔在快速移动时产生阻尼，活动受到影响。适当的阻尼可以通过调节描笔与纸面的接触压力的大小来获得，可以利用定标电压来检查。

在有些机器中，为了减小描笔与纸面的摩擦力，在功放输出级前装有一氖管振荡电路，振荡频率为400Hz，可使描笔产生一微小的震动，减少描笔和纸之间的摩擦，有利于对较高频率的波形或微小的波形描记。

（2）墨水喷射描记法

这是一种较为新型的描记法，墨水从一高压容器通过一根玻璃毛细管到达喷口，喷口直径仅10μm，当墨水喷出时形成一股极为微细的喷射流，射在描记纸上，用以描记波形。

由于喷射描记法的原理与一般描记法不同，故电流计的结构也有所不同。在上述毛细管上连有一个柱形的永久磁铁，它位于电磁铁的相对磁极中间。电磁铁上绕有线圈，与放大器连接，当被放大的心电信号通过该线圈时，电磁铁上的磁场强度发生变化，此变化的磁场与位于磁极中间的永久磁铁发生排斥或吸引，即产生转动

力距，从而带动毛细管使喷口偏转，喷口射出的喷射流也随之偏转，在记录纸上即描记出了心电流的变化波形。

（五）走纸速度控制电路

在心电图记录纸上，横坐标表示时间间隔，因此走纸速度的大小就直接影响到所记录的心电波形时间间隔的准确性。若时间间隔误差太大，将引起心电波形失真，严重时会造成误诊。

为了保证走纸速度恒定不变，常采用走纸速度控制电路。保证当电机的负载力矩由于某种原因增大或减小时，仍能保持恒定转速。

走纸速度控制电路的原理图如图 3－58 所示。

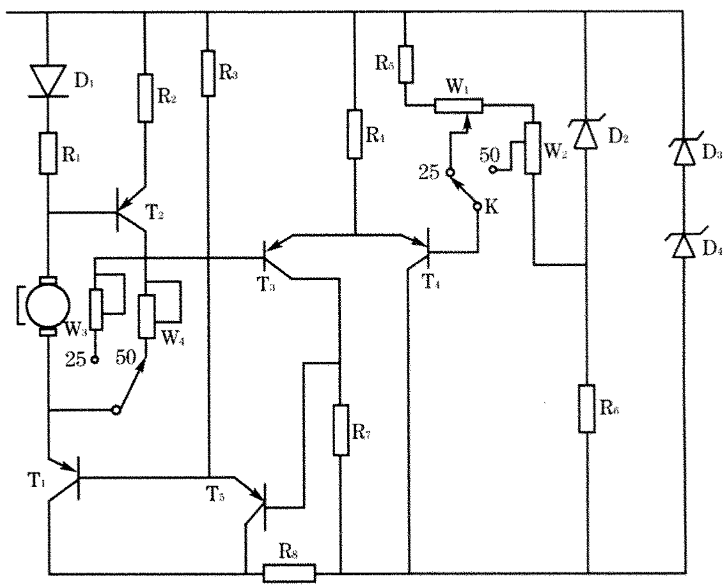


图 3－58　走纸速度控制电路原理图

电路包括：基准部分、取样放大部分、比较放大部分。

基准部分　基准电压的获得是通过 D_2、R_6 组成的稳压电路，再经过 W_1、W_2、R_5 分压得到两个基准电压，通过速度选择开关 K_1 分别送到晶体管 T_4 的基极上作为基准电压进行比较。

取样放大部分　由 D_2、R_1 组成取样电路，由晶体管 T_2 和电位器 W_3、W_4 组成放大电路。

取样电压　$U_1 = U_{D1} + U_{R1} = 0.7 + IR_1$

其中：电流 I 是电动机的负载电流，I 愈大，负载力矩 M 愈大，I 愈小，负载力矩 M 愈小。若记录纸型号不同时，则负载力矩 M 不同，I 不同，取样电压不同，也就是说，取样电压 U_1 的大小直接反映了负载力矩的大小，反映了记录纸的变化情况。

取样电压 U_1 经 T_2 放大后，推动比较放大器进行工作。

取样放大电路和放大倍数可通过 W_3（W_4）进行调节。若放大倍数太高，将会引起振荡，在心电波形上将出现干扰信号。

比较放大部分　由晶体管 T_3、T_4 和 R_4、R_7 组成射极补偿差分放大电路。比较放大器的电源由 R_8、D_8、D_4 组成的稳压电路供给。

调整部分　由晶体管 T_1、T_5 组成复合调整管。由电阻 R_3 来提高调整后的温度稳定性。了解了走纸速度控制电路各部分的工作原理以后，其整个电路的工作过程就比较清楚。它的工作过程可综述如下。

1. 保持走纸速度稳定

若电机负载力矩因某种原因而增大，则流过电机的电流 I 增大，使取样电压 U_1 增大，引起 I_{b2} 增大，U_{ce2} 减小，U_{b3} 电位上升，U_{b5} 下降，U_{b1} 下降，T_1 的 U_{ce1} 减小，则电动机两端电压 U 增加。

因为电机转速　$n = \frac{U - IR}{K\Phi}$

式中：U 为电机两端电压

I 为电机线圈中流过的电流

R 为电机线圈电阻

Φ 为磁通量

K 为系数

对于一台固定的电机，其线圈电阻 R、磁通 Φ 和系数 K 均为常数。若 U – IR 为某一常数，则电机的转速即可保持稳定不变。即当 I 增大时，通过控制电路，其电压 U 也作相应增大，其差值 U – IR 保持常数，电机转速即可保持某一稳定数值。

2. 变换走纸速度

速度选择开关 K_1 可以改变走纸速度，即由慢速度 20mm/s 改变为 50mm/S（或作相反变换）。其原理是，对于同一卷纸，其负载力矩 M 不变，I 不变，取样电压 U_1 也不变。而速度选择开关 K_1，可以改变送入比较放大器的基极电压；若由 25mm/s 变到 50mm/s 时，晶体管 T_4 的基极电位 U_{b4} 将变得更负，此时 U_{e4} 变负（U_{e3} 也变负），U_{c3} 下降，U_{b5} 下降，晶体管 U_{b1} 下降，T_1 的 U_{ce1} 减小，即电机两端电压 U 增大，使 U – IR 增大，电机转速 n 增大。反之亦然。

上述工作原理，人们称作“稳压调速原理”。其要点是走纸速度控制电路的取样电压是反映负载力矩 M 的大小，通过控制调整管的管压降来改变电机二端的电压大小，使 U – IR 保持常数，保证电机转速稳定不变，而采用改变基准电压的大小，使电机两端的电压相应地改变以变换走纸速度的快慢。

四、心电图的干扰

心电图的灵敏度很高，极易受到外来电波的感应而产生干扰。由于用电设备日益普遍，在很多场合下存在强弱不同的干扰电波。其中交流电干扰表现为心电图波形边缘出现锯齿状的波形，如图 3－59 所示。由于交流电的频率为 50C/S，因此这种干扰电波的波形也是 50C/S。严重的交流电干扰影响心电图的正常记录，必须尽可能避免。引起交流干扰的原因一般有如下几种情况。

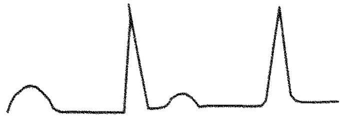


图 3－59　交流干扰时的心电波形

（一）皮肤电阻太大，这是由于导电糊涂擦不佳或电极接触不良所致。

（二）机器附近有带电的电线和电器用具。特别是变压器能产生强电磁场。

（三）病人身体某部分与金属构件接触。如铁床，或在坐着记录心电图时，二脚放在地上而无绝缘物隔开。

（四）心电图机的地线未接妥。

（五）心电图机的金属外壳与其他金属构件接触。

（六）操作者的手与未接通地线的机器面板接触，或者操作者的身体与病人某部皮肤接触。

（七）心电图机的灵敏度控制器开得过高。

一般感应而来的交流电干扰并不是在人体的每一部位都一样。它可能在某一只手或腿上较强，或者可能只在某一导联中产生干扰。通常在胸前导联发生交流电干扰的机会较多。

在心电图干扰现象中，除附近交流电干扰外，还有来自病人方面的因素。例如肌肉震颤，神经紧张，体位移动，呼吸运动，甚至胃肠的过度蠕动，都会引起对心电图的干扰；再则，对心电图机要求值机人员要正确使用，精心操作，经常维修，尽量减少来自机器内部或外部的各种干扰，才能准确记录下心电图波形。

五、心电图机常见故障与检修

心电图机是一种比较精密的医用电子仪器，使用前应该了解其工作原理及其正确地使用方法。对经常出现的故障现象应该有所了解。以便做到心中有数，对机器进行正确的使用和维修。现将心电图机常见的故障综述于后。

（一）基线漂移

引起基线漂移的原因可能是：①放大器各插头座之间灰尘太多，有轻微漏电。一般擦试干净，清除灰尘即可消除；②放大器级间耦合电容有轻微漏电，可用元件替换法判断；③前后级场效应管输入电阻不稳，有反向漏电；④封闭继电器接点对地有轻微漏电。

（二）热笔移动幅度小

一般热笔正常移动幅度略大于 40mm，若移位幅度小于 40mm，则是后级放大器和热笔的故障，一般发生在记录器的故障较少。

引起热笔正常移位范围小的原因可能是：①热笔机械零位不对；②功率放大器晶体管的集电极电压未加上，或管脚断裂和虚焊；③后级放大器晶体管中，有个别管子发生软击穿，即在 U_{ce} 较小时，管子能正常工作，而在 U_{ce} 较大时，则出现击穿现象；④后级放大器的工作点未调整好，若后级放大器各对差分管的集电极对地电压基本平衡，即表示后级放大器工作点进入最佳位置。

（三）线性不好

若热笔在不同位置，记录的 1mV 电压矩形波的幅值相差较大，即为线性不好。造成这种故障的原因有：①热笔机械零位不对或热笔架位置太低；②记录器故障；③后级放大器工作点漂移；④后级放大器中有个别管子发生软击穿现象。

（四）时间常数过小

心电图机的时间常数一般为 2s 左右。若远远低于 2s，就是时间常数太小的故障。造成这种故障的原因多数在后级。例如：①场效应管输入电阻变小（栅漏极被击穿）；②放大级漏电；③封闭继电器接点漏电；④锌汞电池容量太小，电压降低。

（五）阻尼不佳

造成阻尼不佳的原因可能是：①笔压太大，或笔架太低或太高，或笔温太低；②笔压太小，笔温太高，或记录器失磁；③热笔定位架放置不平，在热笔定位与导轨间有较大的间隙。

（六）热笔抖动

引起热笔抖动的原因可能是：①供给机器的工作电源电压不稳，各级工作点移动，类似有一输入信号引入，造成热笔抖动；②热笔压力过大或热笔磨损；③放大器中晶体管变质或电位器接触不良，印刷板接插件接触不良。

（七）干扰

这里指的是机内干扰，而机外干扰可采用屏蔽或远离的方法消除。

造成机内干扰的原因可能是：①导联输入部分表现为 50Hz 左右的干扰，其原因是输入部分断线或隐断，或漏电都会引起干扰。一般导联断路的芯线不同，在各导联心电图上表现的干扰亦不同；若红色芯线断，则干扰出现在Ⅰ、Ⅱ导联的心电

波形，而在Ⅲ导联则无干扰；②导联转换开关接触不良，有漏电现象；③电动机或稳速电路带来的干扰，例如电动机电刷上刷毛不齐或与机壳相碰，电动机有一绕组断线等；④稳速板的电位器阻值调得太大，使电源电压随电机电流而变化，相当于一共模信号送入放大器，通过记录器由热笔表现出来。

（八）走纸电路故障

走纸稳速的电路故障有：电动机不转，调速开关失灵，稳速不好，速度不准。

产生走纸故障的原因有：①稳速板的电源线或电动机引线脱落；②走纸速度控制电路的变速开关接触不良，或比较放大电路的晶体管断脚，或调整管被击穿；③稳速电位器阻值过小，正常情况下 1KΩ；④调速电位器未调好，亦会引起速度不准。

（九）保险丝烧断或仪器内冒烟或有烧焦味

造成这种故障的原因可能是：①电源或插头碰线；②变压器局部短路，或引出线对地短路；③滤波电容器对地短路或击穿；④直流电压对地短路。

（十）热笔偏至一端，无法调至中心

造成这种故障的原因可能是：①后级电路某晶体管或电阻损坏；②后级电路某处对地短路或断线。

（十一）定标电压矩形波幅太大，无法调小

造成这种故障的原因可能是：①增益电位器内部断线或引线脱落；②记录器的盘簧脱焊。

（十二）定标电压矩形波幅为 10mm，但描记心电图时波幅偏小

引起这种故障的原因大多是：①锌汞电池电压过低；②定标电压电路的分压电阻变质。

（十三）热笔能摆动，但描不出波形

造成这种故障的原因可能是：①热笔与记录纸没接触；②热笔的电阻丝断裂或热笔引线断裂，或热笔插头插座接触不良，使热笔未被加热。

第八节　心脏起搏器

心脏起搏器（Cardiac Pacemaker）是一种利用电脉冲刺激心脏，引起心脏收缩，治疗心脏阻滞的电刺激器。一般用于治疗永久性房室传导阻滞，永久性窦房结功能衰竭，间歇性房室传导阻滞以及严重的心动过缓和心律紊乱等及其合并症。

心脏起搏器，一般按安装方式分为埋藏式和体外携带式，而按功能可分为：

非同步型（亦称固定频率起搏器，或定律起搏器）

同步型{心房同步起搏器
按需型起搏器
生理型房室顺序起搏器。}

心脏起搏器的出现已有 70 余年的历史。1932 年美国的 Hyman 医生发明了第一台用弹力发电机供电的人工心脏起搏器，但没有用于临床。首次用于临床而获得成功的是美国的 Zoll 医生，他在 1952 年利用心脏起搏器挽救了 2 名濒临死亡的完全性房室传导阻滞的病人，这种心脏起搏器属于临时性应用的体外携带式。在 1958 年瑞典工程师 Elmyvist 发明了永久性的埋藏式起搏器。当时安装这种埋藏式起搏器的患者，至今仍有一些健在。60 年代又出现了按需型的心脏起搏器，这种按需型的心脏起搏器可避免患者的心律“竞争”现象。70 年代又出现了生理型的房室顺序起搏器（A－Vsequential），在起搏器电路上实现了程序控制，从而完成了对起搏器的参数在体外进行无损调节的临床要求。80 年代又出现了全自动的生理型起搏器，使起搏器的功能更趋完善。

随着心脏起搏器功能的日益完善，为了表征心脏起搏器的性能和特征，现在多采用在原来三位编码方式的基础上发展起来的五位编码制。见表 3－1。

五位编码方式举例：

VVI　表示心室起搏，心室感知，R 波抑制型，仅在心室安置一根电极导管。

VAT　表示心室起搏，心房同步，P 波触发型，心房和心室各置一根电极导管。

DVI　表示心室双腔起搏，心室感知，R 波抑制型，一般称为房室顺序生理型起搏器（A－Vsequential）。在房室各置一个电极导管。

表 3－1　心脏起搏器的五位编码制

字码的序号	Ⅰ	Ⅱ	Ⅲ	Ⅳ	Ⅴ
字码的意义	起搏心腔	感知心腔	响应类型	程序编码功能	治疗心动过速功能
	V－心室	V－心室	T－触发	P－程序	B－猝发
	A－心房	A－心房	I－抑制	M－多功能程序编码	N－与额定频率竞争
	D－双腔	D－双腔	D－双重		S－频率扫描
		O－没有	O－没有		E－体外控制起搏
			R－逆转		

注：* 指同时可作心房触发和心室抑制，或在两者中择其一种状态。

DDD　表示双腔起搏，双腔感知，R 波抑制或 P 波触发型，通常称为全自动型（fullyautom－stic），为典型的生理型起搏器。在房室各置一个电极导管。

DDDM　表示在全自动起搏器的基础上，对起搏器参数（频率、幅度、脉宽、灵敏度等）进行编码程控，并且根据患者的心脏生理特征改变起搏器的工作类型（VVI、或 DVI 或 DDD）。

DVIMB　表示在 DVI 的基础上，起搏器的参数可进行程控调节，也可在 DVI 和 VVI 之间选择起搏类型。若患者出现折返性心率过速时，起搏器自动猝发一个，两个或一串起搏脉冲，用以抑制心室过速。当心动过速停止后，又能自动地恢复原来的起搏状态。

AOOOE　表示心房起搏，无感知功能，无程控功能和体外控制。也即由医师或患者在体外控制的心房起搏器。

由上可知，五位编码比三位编码有更大的容量来表示起搏器的工作方式，对于起搏器的设计、制造、选购都十分方便。在五位编码制中，有时在第三位后面加一个逗号，以表示前三位字母的含意仍和三位编码相同，后面两位字母是新增加的，且赋予新的含义，如 VVI、MB、AOO、OE、DDDP 等。

随着医用电子技术和临床医学的发展，对心脏起搏器在设计和制造方面提出了愈来愈高的要求，在技术上也采取了一些措施，概括起来有如下几点：

1. 长寿命　现在埋藏式起搏器的寿命已达到 5～10 年，主要从三个方面作了改进。

（1）电源方面：采用锂—碘电池。它具有能量密度高，电池自放电微弱的特点，并且完全密封，工作可靠。

（2）起搏器电路方面：采用低压微功耗混合电路（以 CMOS 为主），空载电流小于 10μA，电路设计时的工作电压已由 6.75V 降到 3V 左右，因而电路的功耗大大下降。

（3）电极方面：缩小电极面积，采用多孔表面电极和碳电极，使刺激电流密度得以提高，心脏起搏器阈值下降，起搏脉宽已由原来的 1ms 下降到 0.5～0.3ms。

2. 高可靠性　为了保证起搏器能够在强干扰条件下或电池耗竭以及起搏器个别元件失效的条件下，起搏器仍能正常工作，电路中必须增加保护环节。通常，保护环节包括有：

（1）强干扰转换装置：在强干扰条件下，尤其是在干扰信号的频谱和心电的 P 波或 R 波相近时，为了保证起搏器仍能正常工作，此时强干扰转换装置将使起搏器转变为固定型的工作状态。

（2）能量补偿：当电池接近耗竭，电压幅度或起搏脉冲幅度下降时，为了保证起搏所需要的能量，能量补偿装置应能使起搏脉宽自动增宽，以补偿电压的下降。

（3）最高频率限制器：当元件损坏或电池耗竭，起搏频率可能加快，甚至超过心脏所能承受的数值，例如大于 150ppm。此时，最高频率限制器即可避免发生起搏频率奔放（runaway）。一般起搏频率应限制在 140ppm 以下。

（4）去颤保护电路：临床上有些病人在应用起搏器过程中，可能发生心室颤动，为了保证在去颤后起搏器仍能正常工作，起搏器应能承受 400J 的电击。

（5）监测电路：用于监护起搏器的工作情况及参数变化规律，根据监测指示可及时地更换起搏器，减少故障突然发生。

3. 按需型　目前临床上采用按需型（VVI 型）约占 90%，因为 VVI 型生产历史长，性能稳定，也比较完善。只需在心室安置一根导管电极，安装手术简单易行，故得到广泛采用。

4. 多功能　现在多功能程控起搏器，由于采用了数字电路技术，借助体外编码控制器，通过编码的磁脉冲或无线电载波，对体内的埋藏式起搏器的参数或工作状态的类型进行体外调节。由此可见，多功能程控起搏器由于具有体外无损调节的性能，增加了患者对起搏器的信赖程度。国外使用这种多功能程序控制起搏器（multi – programmatic pacemaker）的人数正在逐年增加。

5. 生理型　这种类型起搏器具有保持房室同步的特点。它的脉冲发放程序与心脏的正常兴奋过程相接近，可使血流动力学效果得到改善，比一般单纯的心脏起搏器（例如 VVI 型）提高心输出量 15% ~ 30%。一般 DVI 型和 DDD 型均属于生理型起搏器。它避免了按需型起搏器有时不能保持心室起搏与心脏活动的同步关系所出现的血压下降或头昏等症状。

6. 相容性　即要求避免由于安装起搏器而出现的异物反应并发症。为此，在技术上起搏器外壳采用钛金属，其外形尽量做到与胸部外形相一致，并且希望其体积小，厚度要薄，重量要轻。

下面分别介绍非同步型起搏器和同步型起搏器。

一、非同步型起搏器

非同步型起搏器亦称固定频率起搏器。其典型的原理方框图如图 3 – 60 所示。它包括三部分：即脉冲发生器（包括振荡器、脉冲输出电路和电源)、导线和电极。

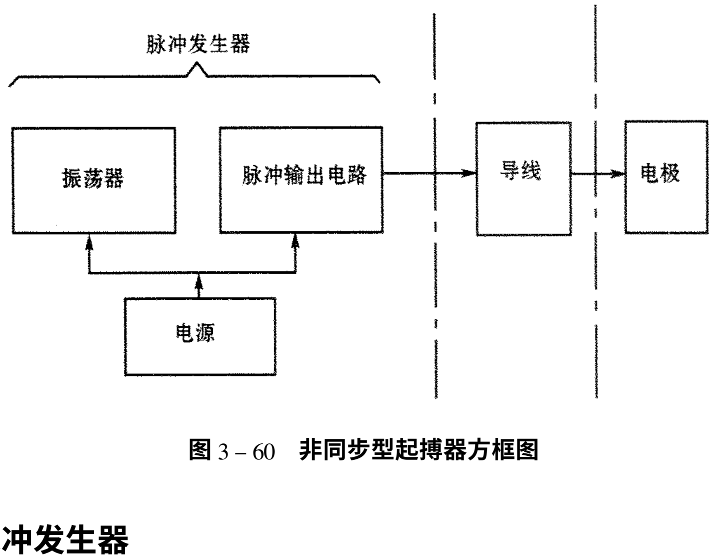


图 3 – 60　非同步型起搏器方框图

（一）脉冲发生器

非同步型脉冲发生器要求它产生一系列的固定频率的电刺激脉冲。它适用于自

身心律固定缓慢的房室传导阻滞者。患者在一系列固定频率的电刺激脉冲作用下可维持一定的正常心律。

脉冲发生器的振荡器电路，通常采用二种典型的振荡电路：即阻塞振荡器和多谐振荡器。它们的共同特点是电路简单，功耗小，工作稳定可靠。

1. 阻塞振荡器

电路如图 3－61 所示。当电源接通时，E_c 通过 R_1 对电容 C_1 充电，C_1 两端电压分别加到 T_1 的基极和射极之间，形成一个顺向偏压，使 T_1 导通，其集电极电流流过变压器 B 的初极线圈和电阻 R_3；另外，还有一个小电流流向 T_2 的基极电路，使 T_2 进入导通状态，这时输出电压下降，但是由于变压器 B 的初级有电流流过，其次级必然感应出电压，和 C_1 上充电电压迭加而使 T_1 管截止。这时输出电压 U_0 上升，然后，这一过程重复进行。从而产生一系列的刺激脉冲，其脉冲重复频率取决于 R_1、C_1、R_3、E_c 和管子的导通特性。脉冲的宽度由变压器的输出特性决定。

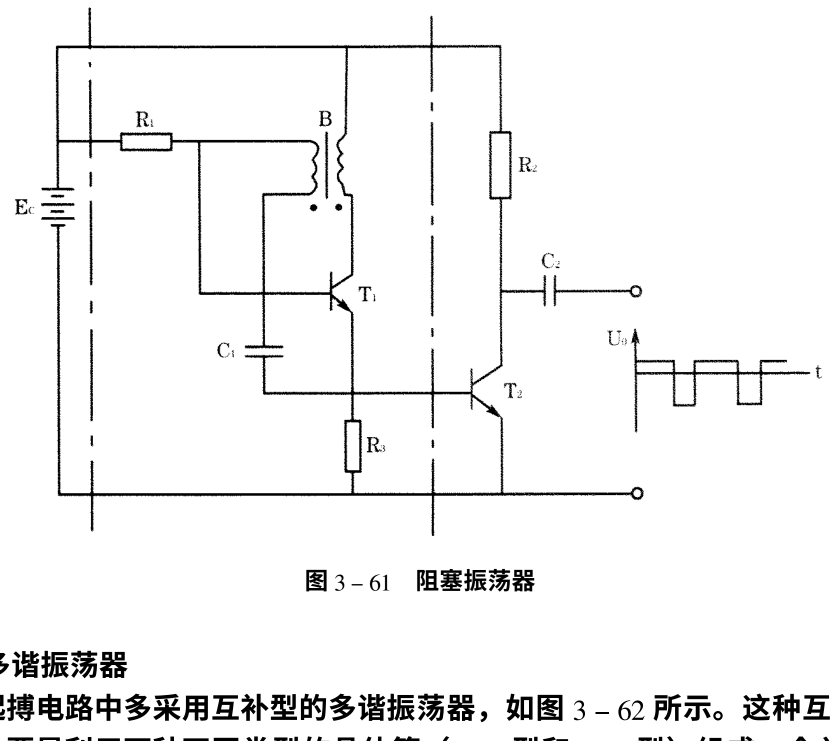


图 3－61　阻塞振荡器

2. 多谐振荡器

在起搏电路中多采用互补型的多谐振荡器，如图 3－62 所示。这种互补型的脉冲电路主要是利用两种不同类型的晶体管（NPN 型和 PNP 型）组成一个单元电路。它与一般的多谐振荡电路相比，其主要区别是两个管子同时导通或同时截止。

当电源 E_c 接通时，晶体管 T_1 基极电路中的电容 C_1 通过 R_2、R_4 充电，C_1 电压逐渐增大，其极性是左负右正。当达到 0.6～0.7V 时，晶体管 T_1 导通，集电极电流一部分流向 T_2 的基极回路，使 T_2 的基极电位抬高，晶体管 T_2 导通，C_1 上电压很快放电，T_1 很快由导通状态转入截止。由于 T_1 截止，相应地 T_2 也截止。这时输出电

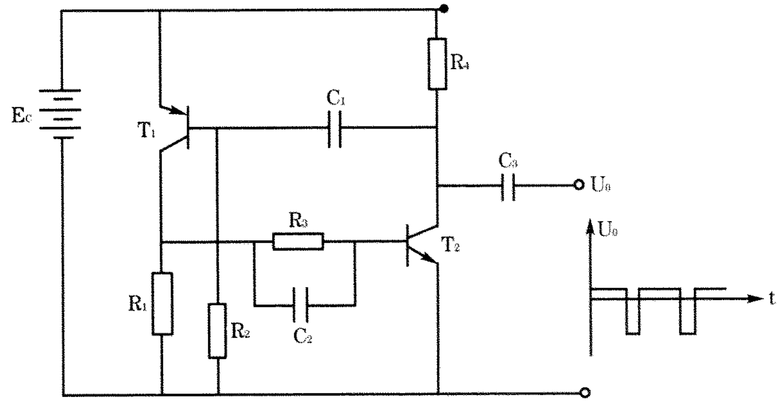


图 3－62　互补型多谐振荡器

压 U_0 的波形上升，待 C_1 再次充电，T_1 导通，T_2 也导通，如此循环。在输出端得到一系列的矩形脉冲，其重复频率主要取决于 R_2、C_1 和电源电压 E_c 的大。

互补型电路具有很多优点，电路元件少，结构简单，少用（甚至可以不用）电容元件，晶体管对称性要求低允许管子参数及元件数值有较大差别、输出波形边沿陡直，负载能力强，节省电源，同时易于集成化，故在起搏器脉冲电路中广为采用。

起搏脉冲发生器中的输出电路是由一个起开关作用的晶体管和一个耦合电容组成，如图 3－62 中的晶体管 T_2 和耦合电容 C_3 即组成输出电路。

据长期临床经验，输出起搏脉冲的宽度以 1ms 左右为宜，幅度为 5～9V。为了避免电极灼伤组织和电极极化等现象产生，要求输出应为双向脉冲。即将振荡中所产生的矩形脉冲，通过一个起开关作用的晶体管和耦合电容送到电极上。由于耦合电容在稳态情况下，其净电荷为零，调试时使输出的负相脉冲面积刚好等于在两个脉冲间的正相面积，这样在起搏器上通过电极的净电流为零，即可避免组织被灼伤或电极被极化的缺点。

脉冲发生器的电源，对于体外携带式起搏器，由于其脉冲发生器的能源可以随时更换，一般无严格要求。对于埋藏式起搏器，其脉冲发生器的能源则需要其能量密度高，自放电小，可靠性高，且寿命长。目前，脉冲发生器的能源有如下几种。

（1）锌—汞电池　工作寿命一般为 2 年左右。经过改进的锌—汞电池，即采用多层势垒隔膜技术，其寿命可达 3～5 年，自放电可降到 5μA 以下。它的主要问题是胀气，漏液（碱性），使正负极间易产生短路，影响其可靠性。

（2）镉—镍电池　它的优点是在体外可以进行多次充电，充电次数可达万次以上。每周充电一次，每次 2～3 小时。下面简单介绍一种体外充电的方法，如图 3－63 所示。

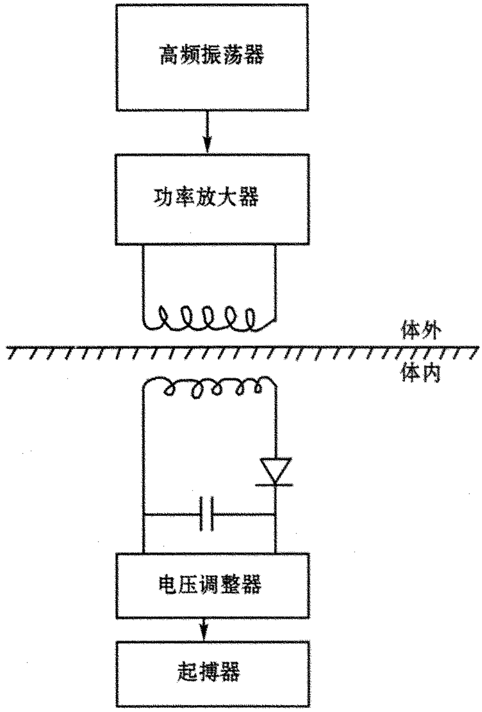


图 3－63　埋藏式起搏器的体外充电原理图

图中高频振荡器和功率放大器放在体外，而体外的初级线圈放在皮下埋置的次级线圈的皮肤表面上。这样，体内线圈可以从体外线圈感应出电压，此感应电压的大小与两个线圈间的耦合系数有关。感应电压再经整流、滤波变为直流，即可得到一个稳定的直流电压。这里电压调整器的作用是避免由于病人运动或体外线圈位置变化时而引起的输出电压的波动。

（3）放射性同位素电池　一般采用具有高能、长半衰期的 $P_{11}^{288}O_2$ 为核燃料。它由许多高效能的热电偶连在一起的热电堆产生直流电能。由于电压太低，还要经过转换器升压才可作为起搏器的电压。其原理方框图如图 3－64 所示。

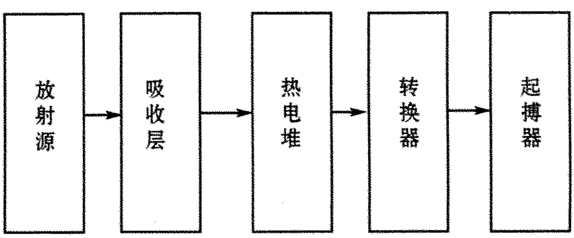


图 3－64　放射性同位素电池方框图

这种同位素电池其寿命可达 20 年以上。特别适用于年轻患者。但由于造价昂贵，以及射线的防护问题未能妥善解决，故许多国家禁止使用。

(1) 锂－碘电池及锂系列电池　锂电池的优点是可靠性高，不产生气体和漏液，可做到完全密封，其比能量密度和比体积密度均比锌—汞电池高，特别是锂—亚硫酰氯的比能量密度比锌汞电池高 4 倍。且自放电水平低，电能缓慢耗尽，同时出现放电的第二平坦区。如图 3－65 所示。从而增加了病人的使用安全性。因此锂电池是埋藏式起搏器较理想的能源，故发展十分迅速。

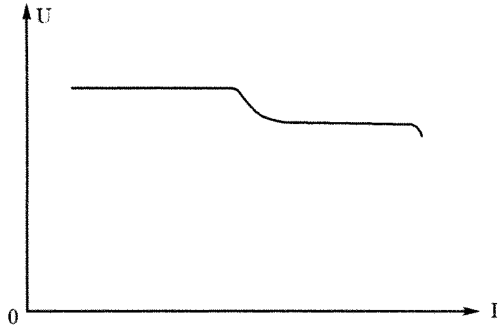


图 3－65　锂－亚硫酰氯电池的放电曲线

（二）导线和电极

由于导线和电极长期置于体内，在体内不仅与体液紧密接触，而且随着心脏一起跳动，故要求起搏器的电极和导线应具有一定的机械强度和良好的绝缘性能，并且具有良好的生物体相容性（避免凝血效应）和耐腐蚀性。为了使电极和导线焊接牢固，一般常用同一种材料制成。例如 Ag－AgC1，Pt－Ir，Elgilog 等。目前一种 LTIA 碳生物电极材料正在研制，它比上述金属材料具有更好的电极属性。

通常导线做成多股的螺旋管线圈状，外面再套上硅橡胶管，这样可保持导线具有良好的绝缘性能和生物体相容性，并且导线柔软，容易安装。常用的电极形状有如下几种：柱—半球形、平面形和弹簧形等，如图 3－66 所示。

临床上电极常置于心脏外表面（即心外膜电极），或埋在心肌内（即心肌电极）或送入心脏的内表面（即心内膜电极或心腔内电极）。这种心内膜电极安装简便，可直接经肩部或颈部静脉血管将电极送入心脏内表面即可固定。而前两种电极均需作手术暴露心脏才能安装电极，故临床上很少采用。心内膜电极由于安装简便，临床上很受患者欢迎。这种心内膜电极一般刺入心肌后，几天时间就可被新的心肌纤维包围固定，一般不会脱落。

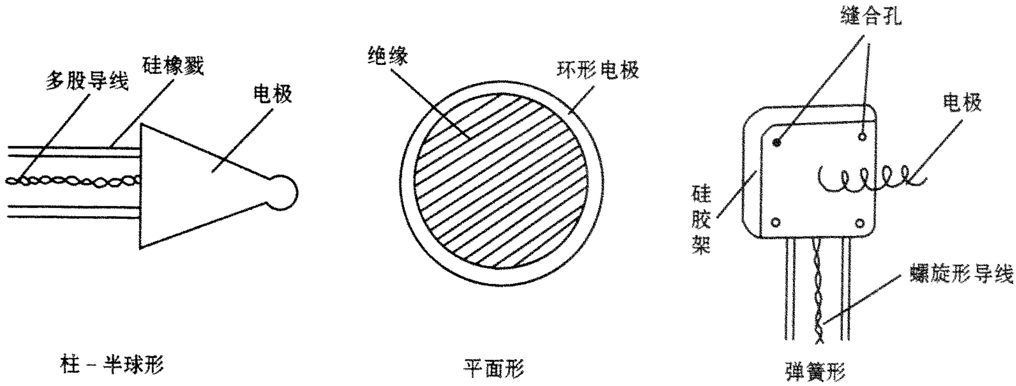


图 3－66　电极形状

二、同步型起搏器

前面介绍的非同步型起搏器，其电路简单、功耗小、工作稳定可靠，适用于患者自身心律固定缓慢型的房室完全传导阻滞者，而同步型起搏器是根据心脏自搏状态自动控制刺激脉冲的输出，从而避免了非同步型起搏器的所谓“竞争”现象。

同步型起搏器目前有三大类：心房同步起搏器，按需型同步起搏器和生理型房室顺序起搏器。

（一）心房同步起搏器

心房同步起搏器的原理方框图如图 3－67 所示。它包括心房电极、放大器、门电路、延迟 120ms 单稳多谐振荡器、延迟 2ms 单稳多谐振荡器、输出电路、心室电极和延迟 500ms 的单稳多谐振荡器。

如前所述，心脏中心信号的传导系统是从窦房结开始。窦房结周期性地发放激动来刺激心房收缩，然后传至房室结，经适当延迟再去刺激心室。如果窦房结有能力刺激心房，则与心房收缩相对应的心电信号（相当于心电图中的 P 波）就可被旋转在心房上的电极所“感知”。然后采用完全相似的方法利用心房电极所感知的心房收缩电信号，经过适当延迟，再发放刺激脉冲刺激心室。

图 3－68 给出了心房同步起搏器中的波形图，其中 V_1 表示被心房电极所感知的电信号（已除去心室的干扰）。V_2 表示心房信号经放大后，再经过门电路到达单稳多谐振荡器产生 120ms 延迟的输出脉冲；V_3 表示心房收缩后延迟 120ms 才允许产生一个心室刺激脉冲；V_4 是一个阻止起搏的抑制脉冲，它表示心房收缩后 500ms 内起搏器对任何附加刺激不起反应。也就是说，V_4 使门电路阻断了心房收缩后 500ms 时间内来自心房电极的任何信号。因此，在心房收缩后延迟 120ms 才允许产生一个心

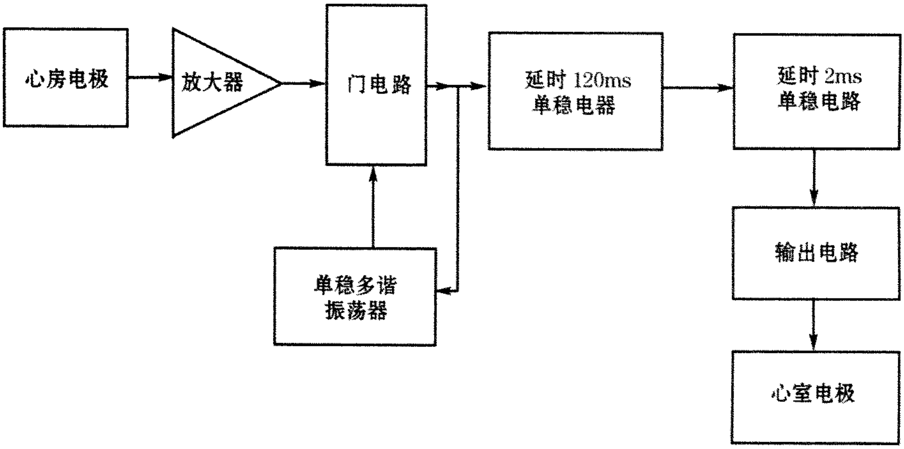


图 3－67　心房同步起搏器方框图

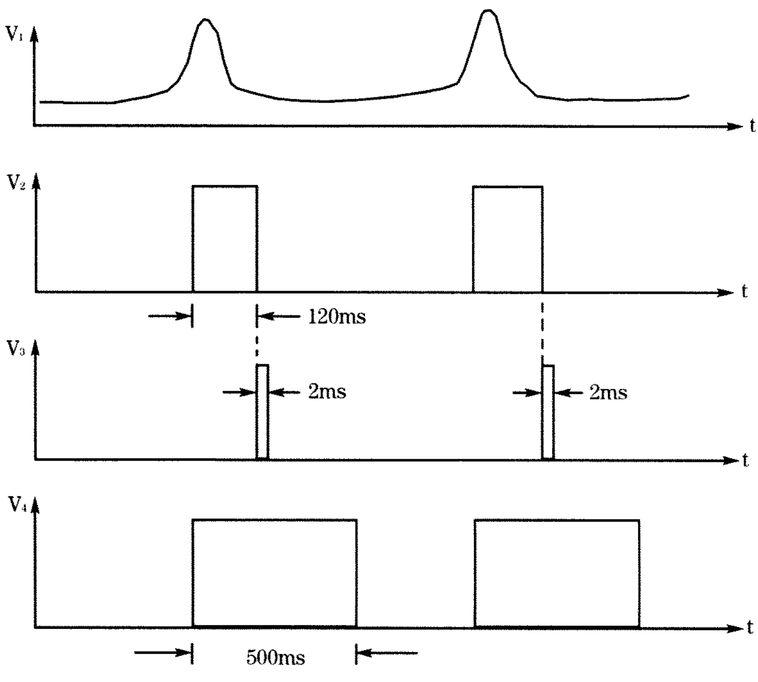


图 3－68　心房同步起搏器各点波形图

室刺激脉冲 V_3，利用电压 V_3 再去控制输出电路，发放刺激到心室电极。

通常心房同步起搏器如果在心房激动消失后，它便变成固定频率式的非同步型起搏器。也就是说，如果心房起搏刺激不存在，固定频率式的脉冲发生器便立即接替工作，即以非同步起搏器相同的方法来控制输出电路进行工作。

（二）AMQ－1 型埋藏式按需型心脏起搏器

ANQ－1 型埋藏式心脏起搏器属于按需型，亦称 R 波抑制型，即当自身心律比起搏频率慢时，起搏器按照一定的频率发放起搏脉冲，用以刺激心脏，引起心脏兴奋。这时，相当于固定频率型起搏器的工作状态。但当自身心律快于或先于起搏脉冲的节奏时，则这时的按需型起搏器将被 QRS 波所抑制。也就是说，暂时停止起搏器发放起搏脉冲。然而当自身心率低于起搏节奏时，起搏脉冲又自动恢复，仍以固有的频率发放起搏脉冲，从而避免了具有危险的“心律竞争”。

AMQ－1 型起搏器由输入衰减网络、感知放大器、干扰衰减网络、按需功能控制器、脉冲发生器和输出电路等单元组成。其方框图如图 3－69 所示。

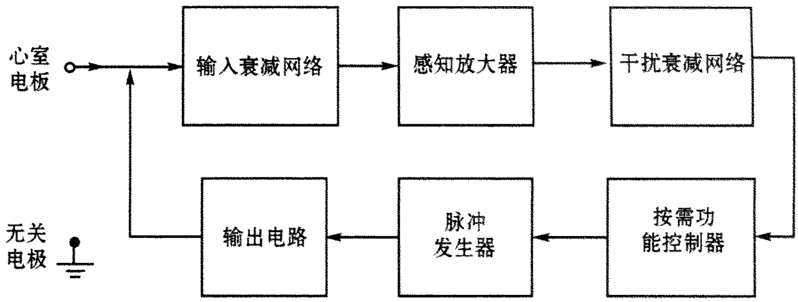


图 3－69　ANQ－1 型原理方框图

1．**输入衰减网络**　用于对输入信号进行微分和衰减，并对当输入端出现去颤脉冲时进行保护性放电，可使脉冲发生器免受去颤时的过电压所引起的击穿危险。

2．**感知放大器**　为一直流负反馈放大器。放大量为 40～60dB，3dB 带宽为 10～401h，中心频率为 20～25Hz。QRS 波在输入端经衰减网络微分后再经两级放大器放大，无论输入的 QRS 波的极性是正或负，放大器的输出端总是双向的，故 AMQ－1 型对于正负向的 QRS 波均能感知。

3．**干扰衰减网络**　经过放大的 QRS 波在通过该网络时也衰减一些，但仍能使按需功能控制器提前翻转。然而当频率超过 50Hz 的干扰信号出现时，将受于该网络的严重衰减。频率越高，衰减越大，使其无法再去触发按需功能控制器。因此在干扰存在的时间内，按需功能控制器处于截止状态，也就是说，脉冲发生器不受控。这时，AMQ－1 便相当于自动地转换为固定型的起搏器，而当干扰消失时，又立即恢复按需功能。

4．**按需功能控制器**　它由 CMOS 与非门电路组成的微分型单稳态电路所组成。按需功能的实现是由当 QRS 波提前出现时，该控制器相应的提前翻转，而使脉冲发生器提前放电。也就是说，使尚未成形的起搏脉冲就被“抑制”，从而实现了 QRS 波对起搏脉冲的抑制作用。

5．**脉冲发生器**　为一互补型脉冲发生器，发出一定节律和一定宽度的起搏脉

冲，其起搏脉冲可以受控。如控制信号不与脉冲同步，则起搏脉冲的发放将要被推迟。该脉冲发生器，当电池电压下降时，起搏脉冲宽度将相应增大，因而具有能量补偿的作用。

6. 输出电路　该脉冲输出电路属于恒压输出，具有较低的输出阻抗，当 500Ω 负载接上时，脉冲顶部变化较小，当心肌阻抗在较大范围内变化时，由于起搏脉冲端部变化较小，故仍能保障正常起搏。

AMQ－1 型的原理电路，如图 3－70 所示。

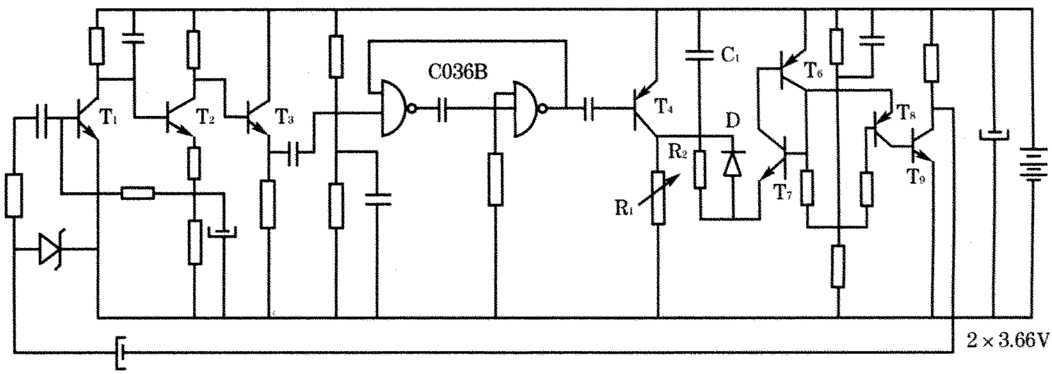


图 3－70　AMQ－1 原理电路图

电路中 T_1、T_2 和 T_3 组成电流放大器，均为 NPN 型晶体三极管，放大倍数均在 150～200 范围内。图中 R_1、C_1 为脉冲发生器振荡槽路的电阻和电容；二极管 D 为起搏脉冲能量补偿二极管，其内阻为 R_D；CO36B 为 CMOS 与非门电路，组成微分型单稳态电路；2×3.6V 为起搏器的电源（2 个锂－亚硫酰氯电池串联供电），电压为 7.2V，电池容量为 1.5A 小时。

该电路可以感知来自心脏的 QRS 波控制。即当自身心律快于或先于起搏脉冲的节律时，经过感知放大器的 QRS 波触发由 CMOS 与非门电路组成的单稳态电路，使单稳电路提前翻转而发出一负向方波，将使脉冲发生器的定时电容 C_1 充电过程提前结束，于是脉冲发生器便停止一次振荡。若自身心律一直快于起搏频率，则脉冲发生器也将一直处于抑制状态。当自身心律慢于起搏频率时，脉冲发生器又立即恢复工作，按原节律发放起搏脉冲，此时相当于固定频率型起搏器的工作状态。

电路中感知放大器是由 T_1、T_2 组成的两级负反馈放大器和 T_3 组成的射极跟随器所组成。工作时，QRS 波经输入回路微分，再被两级放大后仍为双向波，故无论输入信号是正或负，放大器的输出端总是双向的。即感知放大器对正、负向的 QRS 波均能感知。而由 CMOS 与非门电路组成的单稳态电路构成了按需功能控制器。只有当正脉冲触发时，输出才为负方波，从而完成对脉冲发生器的控制作用。因为负方波使 T_4 饱和导通，迫使脉冲发生器的定时电容 C_1 的充电过程提前结束，也即迫

使电容 C_1 提前放电，从而实现了 QRS 波对起搏脉冲的抑制作用。电路中的干扰衰减网络是由感知放大器的等效阻抗和按需功能控制器的输入电路组成。干扰衰减网络对外界干扰信号的衰减非常显著，干扰信号的频率越高，衰减越大。衰减量几乎与干扰信号的频率成正比。因此，当干扰信号出现时，起搏器能够自动地转为固定型工作状态。当干扰消失以后，起搏器又能立即恢复其按需功能。电路中 T_4、T_5 和 T_6 组成互补型脉冲发生器，其起搏频率的周期决定于 R_1C_1，脉宽由（$R_D//R_2$）C_1 定。开关二极管的内阻 R_D 随着电源电压的下降而增加，这样（$R_D//R_2$）的数值亦随电源电压的下降而增大，于是起搏器的脉冲发生器的脉冲宽度亦随电源电压下降而增宽。利用这一特点，一方面可作为电源电压下降的报警信号；另一方面利用电源电压下降引起脉宽增大的特点补偿起搏能量由于电源电压下降而引起的能量不足的缺陷，使起搏器仍能维持一段时间达到正常起搏所具有的最低能量要求。

综上所述，AMQ－1 型埋藏式按需型起搏器具有如下特点。

（1）具有高可靠性电路结构　采用高放大倍数的直流放大器，互补型开关振荡电路和 CMOS 集成电路，具有功耗小，体积小的特点，并且所用元件均进行严格老化筛选。

（2）具有保护环节　有去颤保护、能量补偿和抗干扰转换等保持环节，可保证按需型埋藏起搏器能在强干扰的环境中以及电池电压下降的情况下，均能正常工作。

（3）采用锂－亚硫酰氯电池　其单体电压高，电化学反应生成的气体少，可做到完全密封，并且能量密度高，比重小，自放电小，可长期贮存，其寿命可达 10 年以上。

（4）采用钛壳封装　钛具有比重小，抗腐蚀性强，与人体组织相容性好，并且钛壳封装也起到对高频电磁场干扰的屏蔽作用。

（5）安装方便，对起搏器的参数可进行体外监测。

下面简单地介绍一下 AMQ－1 型起搏系统的安置方法和体外监测的一般方法。

①导管电极的安装　手术时病人平卧，在局麻下于右锁内上 5cm 处切开皮肤，分离颈静脉结扎静脉远端，在近心端作一套扣线，用小剪剪开静脉，于切口处插入带有指引钢丝的硅橡胶空心导管电极，在 X 线透视下插送至心室。当 X 线及 ECG（心腔心电图）确定电极位置良好后，即可结扎固定导管。由于起搏器的外壳是起搏器输出脉冲的正极，故只需安置一根单极地管便可起搏。

若经 X 线检查和 ECG（心腔心电图）试验，认为电极位置良好，但出现了心肌损伤时，必须进行起搏阈值的测定，一般起搏阈值应在 0.5～2V 之间，大于 2V 时，应重新寻找新的起搏点。

②起搏器的埋藏　一般有两种方法：一种埋藏在前胸（胸大肌）。其特点是路径短，无须打皮下隧道，但患者动作不方便。另一种方法是埋藏在脐下腹部。其特

点是患者行动方便，但需打皮下隧道，安装不便。这两种方法均有采用。

③起搏器的体外监测　当起搏频率、脉宽和脉冲幅度的变化达到一定数值时，表示电池已接近耗尽，或其他元件发生较明显的改变，起搏器应准备更换。

对于起搏频率，以安装一个月后的起搏频率为准。当频率减少 8 次/分，即应更换起搏器。一般体外监测起搏频率的方法有：数脉方法、做心电图法和数字式监测仪测试法。

对于起搏脉冲宽度，也以一个月后的数值为准。当脉宽增大 30%时，则应更换起搏器。一般脉宽的测试方法有两种：一种方法是示波照相法，将起搏信号由心电图的肢体导联引出，通常选用第二肢体导联。另一种方法是数字显示法，即将监示器放在胸部或腹部，脉冲宽度便直接以数字的形式显示出来。

对于脉冲幅度，也以安装后一个月的数值为准。若下降 30%时，即应更换起搏器。一般的监测脉冲幅度的方法是示波照相法，即从心电图第二肢体导联引出信号，经皮肤衰减的起搏信号大致在 200～300mV（体外能够测得的数值）。

国产 AMQ－1 型按需埋藏式起搏器技术指标如下。

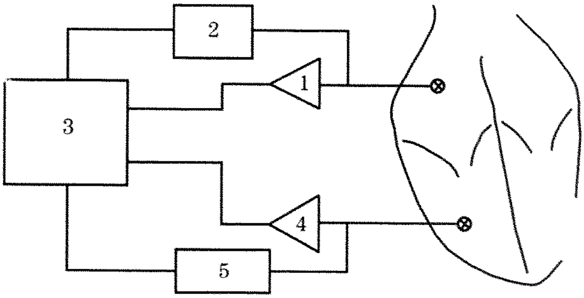
测量条件	环境温度 37℃，负载 500
起搏频率 P	72±3 次/分
强干扰转换频率	82 次/分
幅度	6.3±0.5V
脉宽	0.5±0.1ms
起搏能量	39μJ
灵敏度	±（2±0.5）mV
反拗期	280±50ms
使用期	预期 10 年
能源	2 节锂－亚硫酰氯电池
起搏器更换指标	频率减少 8 次/分，脉冲幅度下降 30%，脉宽增大 30%
尺寸	57mm×42mm×20mm
重量	90g

这里灵敏度是指 R 波抑制型起搏器，利用感知的 QRS 波去有效地控制脉冲发生器所需要的最小的 QRS 波的数值，一般测试信号的脉宽为 40ms 的方波。而反拗期是指按需起搏器在发放起搏脉冲或感知一次 QRS 波之后要有一段不应期。在这段不应期内，起搏器对任何信号均不感知。这个指标在临床上有重要意义。

（三）生理型房室顺序起搏器

一般的 DVI 型和 DDD 型均属于生理型房室顺序起搏器。由于生理型房室顺序起搏器是采用双腔感知，在心房和心室各置一个电极，可避免按需型起搏器有时不能

保持心室起搏和心脏活动的同步关系，而引起的心输出量下降的缺点。生理型房室顺序起搏器的脉冲发放程序与心脏的正常兴奋过程相接近，因此能保持房室同步的要求。例如 DDD 型生理型房室顺序起搏器，其工作原理方框图，如图 3－71 所示。



1.P 波放大　　2.P 波触发
3.逻辑电路　　4.R 波放大
5.R 波抑制

图 3－71　DDD 型房室顺序起博器工作原理方框图

图中，心房心室各置一个电极，进行双腔感知，将感知的心电信号分别进行放大。P 波触发或 R 波抑制，再通过逻辑电路进行控制，从而使心房心室保持同步关系，提高血流的动力学效果。一般生理型房室顺序起搏比单纯的心室起搏，其心输出量提高 15%～30%。

下面再介绍一种程控起搏器，它采用数字电路技术，借助体外编码控制器，通过编码的磁脉冲对体内的埋藏式起搏器的参数或工作状态进行体外调节。

由前所述，起搏器埋藏之后，其参数（例如起搏频率、脉冲幅度、宽度等）应能根据病人的生理和病理需要进行调节。临床要求这种调节最好是在体外进行的无损调节，早期的调节是创伤性的，即用一个针状锥刀对起搏器进行穿刺调节。70 年代出现了一些无损调节的方法，一种是利用磁场来调节脉冲宽度。即将磁铁装在一个可以缓慢转动的手柄上，在体外旋转时可吸动埋藏起搏器的一个带有小磁铁的电位器，从而使脉宽在 0.15～0.17ms 范围内变化。另一种方法是 EM－169 型可调起搏器中所采用的方法，它是利用一块磁铁，置于埋植起搏器的部位，能使起搏器输出幅度分 15 级（由 5.4V 下降到 0V）。当拿掉磁铁，幅度便稳定在该时刻的等级上。这种方法虽然能做到体外无损调节，但调节的参数有限，使用也不方便。

1974 年，美国 Cordis 公司发明了程控可调的 Omnicor 系列起搏器，利用体外程控器同时调节两种参数，共 20 个档级。程控起搏器的出现，是起搏器发展中的一大进步。

程控起搏器具有能用性强，对不同年龄，多种病种都适用。当病人出现心动过速时，可进行超速抑制。当病人要求运动和休息时，可按照需要来调节心率。也可根据病人具体情况选用安全而又最低的幅度和最适宜的起搏频率，以便节省电池消

耗，延长起搏器的使用寿命。

程控起搏器的工作原理方框图如图 3－72 所示。它由两部分组成，即体外是体外操纵器，体内是数字记忆控制单元和起搏器。工作时即利用编码的磁脉冲从体外发射至体内（一般采用磁脉冲编码，无线电载波方式。这样抗干扰性强）。当编码的磁脉冲被埋藏在体内的起搏器接收时，经过解码送入寄存器作为记忆，再通过译码开关控制起搏参数。主要调节的参数有三种，即频率、幅度和电源开关，共分 16 档级，每次调节所需时间小于 0.2s。由图 3－72 可知，程控起搏器的体内部分是由数字记忆控制器及起搏器两部分组成。其工作原理如图 3－73 和 3－76 所示。

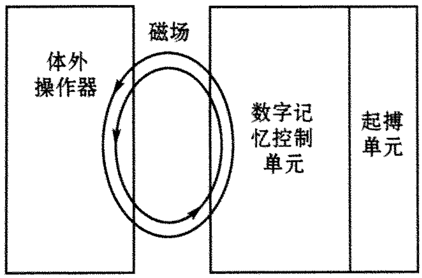


图 3－72　程控起搏器原理方框图

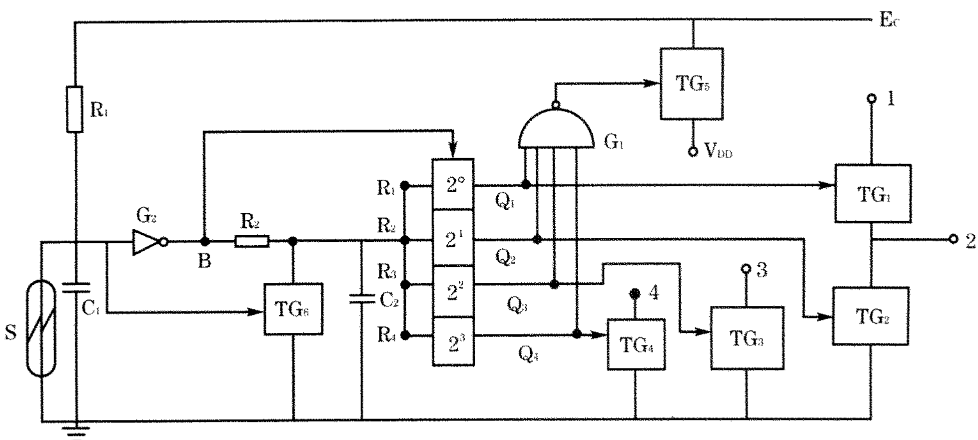


图 3－73　程控起搏器体内部分的数字记忆控制单元

数字记忆控制单元是一片 CMOS 集成电路（5G872）包含一个 2^4 计数器，六个传输门，一个与非门及一个倒相器，如图 3－73 所示。其中 S 为干簧管，当 50G 的磁场作用到 S 上时，则 S 的触点闭合。接收回路由 R_1、C_1、S 组成，当 S 接收到编码磁脉冲时，在 A 点得到一组负极性的脉冲波，倒相器 C_2 作为整形器，在 B 点得到图 3－74 所示的矩形脉冲。该脉冲一路送入计数器的 CP 端进行计算；另一路通过 R_2、C_2、TC_6 的作用，取出清零脉冲，对计数器置“0”。对于指令脉冲，由于脉冲

窄，在 C 点不会有足够的幅度输出，使计数器再次置“0”，波形如图 3－75 所示。

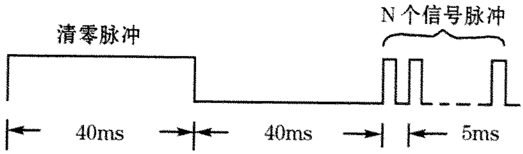


图 3－74　编码脉冲列

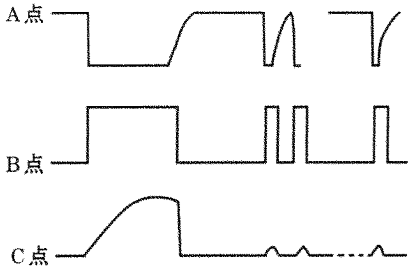


图 3－75　程控电路各点波形

四位计数器的输出分别控制四个传输门 TG_1、TC_2、TG_3 和 TG_4；当 Q 为 1 时，TG 开通。TG_1 ~ TG_4 的作用相当于电位控制开关，从而完成译码作用（即完成控制起搏参数）；当 Q_1、Q_2、Q_3 和 Q_4 均为 1 时（即 N = 15），与非门 G_1 输出为 0，可关闭 TG_5，从而使起搏器断电，以减低消耗。

起搏电路部分可采用固定频率起搏电路（如 4E318）或按需起搏电路（例如 4E328），其基本电路形式相同。如图 3－76 所示。

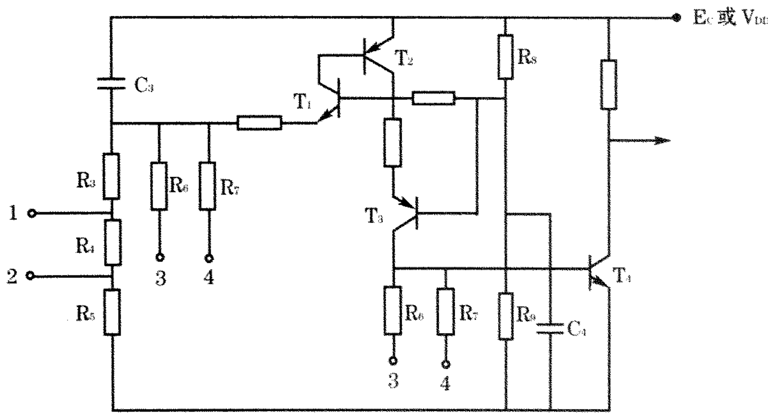


图 3－76　程捏起搏器体内部分的起搏电路

起搏脉冲发生器的定时电阻由 R_3、R_4、R_5、R_6 和 R_7 组成。当 1 ~ 4 端接入译

码开关后，借助译码开关的“开”与“关”，可分别使 $R_4 \sim R_7$ 接通与断开，从而改变定时电阻的 16 种数值，可获得 16 种起搏频率，另外，当 TG_3、TG_4 接至 3′、4′时，由于 R'_6、R'_7 的通与断可使恒流源 T_3 的输出电流（T_4 的注入）分流，从而改变输出幅度。

当起搏电路的供电取自 TG_5 的输出，即 V_{DD} 供电时，若 N = 15，则 $V_{DD} = 0$；起搏器即被关断。

体外操纵器的作用是发射一组编码脉冲，其编码过程简单介绍于下：

编码采用脉冲调个制（P.N.M），如图 3 – 74 所示。图中脉冲宽度为 2.0 ± 0.5nms，频率为 200Hz，脉冲个数为 0 ~ 15，分别代表 16 种档级，每组编码脉冲的前面附有一个比信息脉冲宽 20 倍的清零脉冲。

由于脉冲个数 N 为 0 ~ 15，代表 16 种工作状态，一般取第 16 种状态（N = 15）作为关断电源的指令。

体外操纵器的逻辑方框图如图 3 – 77 所示。

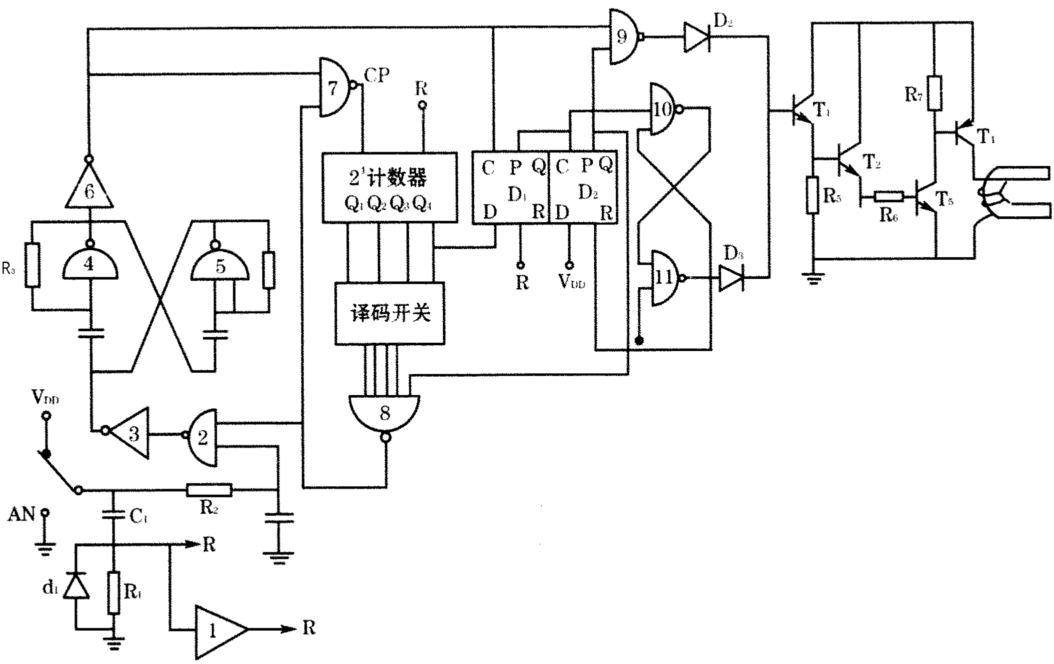


图 3 – 77　体外操纵器的逻辑方框图

框图的第一部分为编码部分，由 6 块 CMOS 电路组成，借助译码开关（即二只波段开关）的选择可产生所有 16 种码。第二部分为磁脉冲产生器，它将已编码脉冲放大，驱动激磁线圈以产生磁场。

在编码时，按钮开关兼作电源开关和启动开关。当按下按钮时，各电路通电，

同时通过 C_1、R_1 微分产生两种极性的复位脉冲 R 及 R′，使计数器复零，D_1 复 0（$\overline{Q}$）=1，从而使门 11 输出为 1，D_3 导通，形成编码脉冲列中之清零脉冲前沿，此时多谐振荡器尚未开启，经过一段时延（由 R_2、C_2 决定），则门 2 开启，使多谐振荡器工作，产生 200Hz 的方波，其输出通过门 7 送入计数器；由于 D_2 之 Q 为零，所以门 9 关断。此时方波不会从门 9 输出，直到第 8 个脉冲时，计数器 Q_4 为 1，才使 D_1 之 $\overline{Q}$ 为 0，从而引起 R－S 触发器翻转，门 11 输出为 0，形成清零脉冲后沿。D_1 之 $\overline{Q}$ 由 1→0，不会引起 D_2 翻转，故门 9 仍关闭，又经过 8 个脉冲，Q_4 为 0，引起 D_1 之 $\overline{Q}$ 为 1，于是引起 D_2 翻转，输出端 Q 为 1，门 9 即被打开，自第 17 个脉冲起，方波通过门 9 与 d_2 逐一输出，当计数器到一定数目（由译码开关决定）使门 8 的输入端均为高电位时，门 2 又被关断，多谐振荡器停振，此时，操纵器发射过程结束。

三、起搏器常见故障的检修

目前临床上广泛采用的是 VVI 型起搏器，它占 90%以上，现将应用中经常出现的故障作一简要分析，供维修和临床检查时参考。

（一）体外携带式起搏器的电表指示针不动，仍停留在左侧

这种现象可能是：①电池与电极接触不良；②电池电压显著下降，起搏器不能正常工作；③导线折断或导线与电极断裂。

（二）携带式起搏器电表指针停在右侧，不能左右摆动，也无脉冲输出

这种故障的原因是：①起搏器电路中的反拗期形成级，不能翻转。可能是该级晶体管已损坏；②输出电路中的晶体管损坏，造成无脉冲输出。

（三）携带式起搏器安置起搏导管之后，电表指针摆动幅度仅限于黑色区域

这种故障产生的原因可能是由于自身心律快于起搏频率而处于抑制状态。这是正常现象。若此时自身心率低于起搏频率，而电表指针停在黑色区域，则表示出现故障。其原因可能是：①心内膜电极脱落，此时若增大输出电压，即增大刺激脉冲的幅度，仍不能起搏，而此时观察患者的心腔内心电图，则可发现心电波形中 R 波特别小，S 波特别大，并且 ST 段显著提高。若用 X 线检查，可看到心电极已经脱落；②电极与导线接头处折断，心电图不出现起搏脉冲信号，虽然加大输出电压，也不能起搏；③起搏器电路发生故障，无脉冲输出，此时应当设法立即更换。

（四）阈值超过正常值

对于埋藏式或携带式的 VVI 型起搏器，都可发生这种故障。一般在正常情况下，起搏器的电压阈值约在 1V，一般在 0.5～1.5V。电流阈值的大小与电极面积有关。对于 $12mm^2$ 的电极，其电流阈值大于 1.2mA。对于面积为 $45mm^2$ 的电极，其电

流阈值大于 2mA。若阈值远远超过上述正常值，其原因可能是：①导线绝缘性能下降，出现分流作用，从而造成阈值增大；②电极被体液腐蚀，使其阻抗下降。一般正常情况下，电极阻抗为 500Ω 左右，若电极被腐蚀其阻抗可能下降到 250Ω 左右。

（五）更换起搏器时，颈静脉血管中的导线和心内膜上的电极取不下来

这种故障现象多发生在由于导线的电极已在体内放置很久，在需要更换起搏器时，其导线已被血管粘连，电极已被心肌纤维包围而固定。遇到这种情况，常采用的办法是：①将颈静脉处之导线分离出来，然后采用焊接或夹接的方法与新的起搏器相连接。在连接处再套上硅胶管，同时灌入凝固剂固定。这样原来的电极和其连接导线仍可继续使用，而不必再行摘除；②在原静脉血管中，重新放置新的导线，安装新的电极，而原来的导线仍留在静脉血管中，这种方法最多可放置三根导线，不会影响瓣膜闭锁性能。若不采用上述办法，而用外力将导线和电极一同拉出，可能会引起心肌撕裂。不宜采用。

（六）起搏脉冲宽度大于 0.8ms，输出幅度小于 4V

这种故障可能是：①电池贮存时间太长。由于电池自放电而使电池耗竭。或起搏器工作时间已超过保险期，由电池耗竭而引起；②起搏器元件损坏；③由于贮存和运输的环境温度低于 0℃或超过 45℃，造成起搏器元件变质。

（七）起搏频率低于 60 次/分

这种故障产生的原因可能是：①电池已经耗竭；②起搏器元件损坏。

（八）患者出现“心律竞争”

这种故障多发生在起搏器无最高频率限制器，或最高频率限制器失灵。

以上简要地叙述了同步型和非同步型起搏器的工作原理及其常见故障。下面综述一下起搏器的主要技术指标及其在临床上的意义，供读者在工作中参考。

1. 起搏频率，一般为 60 ~ 100 次/分。起搏频率的大小表示脉冲发生器每分钟发出的脉冲数，一般以 72 次/分为宜。少数患者习惯于较低的心率，否则有心悸的感觉。也有部分患者需要较高的起搏频率才感到舒服，一般儿童就要求较高一点的起搏频率。

2. 脉冲幅度　一般为 4.5 ~ 6V（9 ~ 12mA）负载为 500Ω。因为心脏起搏需要一定的电压（或电流）数值，即所谓起搏阈值。起搏阈值的大小与电极安放的位置、电极的形状、材料和表面积等均有密切的关系。并且存在个体差异性；一般阈值在电极安放之后 2 ~ 3 周的时间内，有一个从低到高，然后下降，趋于平坦的特性曲线。由于起搏阈值的大小，在临床上代表起搏的临界值，常常因各种因素而发生波动，因而临床上的起搏电压常选取起搏阈值的 2 ~ 3 倍，以提高起搏的可靠性。

3. 脉冲宽度　由于起搏电极材料和其有效面积的不断改进，其电极上的电流密度已大大提高，故临床上起搏脉冲的宽度已由早期的 1.5 ~ 2ms 下降到 0.5 ~ 0.3ms。实践证明，心脏起搏需要一定能量，一般为 30 ~ 60/μJ。按照起搏能量的要求，起

搏脉冲的幅度不能低于 1V；而脉宽不能小于 0.3ms。为了保证有足够的起搏能量，若脉冲幅度超过 1V，则脉宽就可以小于 0.3ms；或者作相反的选择，都可实现临床上的有效起搏。

4. **最高输出频率或极限频率** 一般为 120 ~ 150 次/分，临床上若起搏器的脉冲发生器出现某些故障，则起搏器的振荡频率可能超过心脏所能承受的最大数值。即出现所谓“奔放”现象，严重时会引起心室颤动而死亡。故目前生产的起搏器均有最高频率限制器，可防止发生这一危险。

5. **去颤保护** 一般装有起搏器的患者，经常有可能进行电复律以维持心脏的正常心律，在进行电复律时，如无去颤保护电路，起搏器就有可能被击毁；也就是说起搏器必须能承受 400W·s 的体外去颤能量，才能免受去颤时（即电复律）被击毁的危险。

以上是对同步型和非同步型起搏器共同的技术要求，但对于非同步型的 R 波抑制型的起搏器，还应增加下述几点技术指标：

（1）**起搏器的感知灵敏度** 若测试信号脉宽为 40ms 的方波时，则感知灵敏度一般为 1 ~ 1.5mV。临床上要求电极感知 QRS 波后，经放大后能够有效地控制脉冲发生器；并且要求电极对正负 QRS 波信号都能感知。临床上要求感知灵敏度的数值愈小愈好。

（2）**反拗期** 一般为 300 ~ 350ms。临床上要求在发放起搏脉冲或感知一次 QRS 波后，应有一段不应期。在这段不应期的时间内（一般为 300 ~ 350ms）起搏器应该对任何信号均不感知，也即不予反应。这一要求在临床上一方面可防止 T 波触发的危险，否则一但出现 T 波触发，必然要引起起搏心律不齐。另一方面有了反拗期，就增大了或延长了起搏间期，由于起搏间期的增长，在客观上就限制了输出的最高频率，故反拗期的大小，也是起搏器保护性指标。一般反拗期不宜选得太长，否则，一但患者出现早搏，就可能落在反拗期（也即不应期），必然导致起搏器出现感知不全的缺陷。但也不宜选得太短，否则虽感知有电的信号（即早搏信号）而不能引起心脏收缩。

（3）**起搏间期和逸搏时间** 起搏间期是指脉冲发生器发放脉冲时，其相邻两个脉冲之间的间隔。而逸搏间期是指脉冲发生器感知的自身 QRS 波到下一次发放起搏脉冲的时间间期。临床上若自身心律快于或高于起搏频率（例如早搏），则 R 抑制型的按需起搏器即将输出脉冲抑制掉，而若自身心律低于起搏频率或早搏消失时，其起搏脉冲又重新自动恢复。但要注意的是，自身心律的 R 波（或早搏）与第一个起搏脉冲的时间间隔比起搏间期要有一个滞后。这个滞后的时间段相当于起搏间期的 10% ~ 15%，也就是说逸波间期比起搏间期长 10% ~ 15%，这样，一方面可防止交替心律的出现；另一方面使早搏以后起搏脉冲晚些出现，保证心室有充足的自转时间。

（4）**强干扰转换频率** 一般为 60 ~ 90 次/分。若起搏器无强干扰转换频率装置，

临床上就会出现患者由于外界强电磁场的干扰（如患者做理疗或乘电梯），出现头昏不适而昏倒。

（5）磁铁频率　为一项检测技术指标。一般将磁铁置于埋藏起搏器相应的皮肤上，起搏器的磁性开关即被吸合或断开。于是按需型的工作状态转化为固定型的工作状态，相应地发出一定频率的脉冲称为磁铁频率。临床上即用这一技术指标了解起搏器功能的优劣。

综上所述，心脏起搏器已成为治疗和辅助治疗心血管疾病的重要手段。心脏起搏器主要有同步型和非同步型两大类。同步型中目前应用最广泛的是 VVI 型，但随着微处理机的引进和程控技术的采用，一种在全自动化起搏器基础上发展起来的 DDDM 型和 DVIMB 型将是今后的发展方向。今后的起搏器将能自动识别和测量生理参数，自动调节起搏类型和起搏参数，出现自动地根据变化中的生理参数（P 波、pH 值、呼吸、温度、心脏内容量、压力等）而改变起搏频率和输出能量。将来的起搏器会变成电子探测、临床诊断和治疗相结合的用于治疗各种心律失常疾病的电子仪器。

第九节　除颤器与心脏复律器

前面介绍的心脏起搏器，其电刺激脉冲的能量较小，一般为 30～60μJ，而除颤器与心脏复律器所使用的电刺激是高能电脉冲，其能量在 100～400J，通常把对心脏进行电击而重新建立正常心律的电子仪器称为除颤器。而心脏复律器是一种特殊的心脏除颤器，它包括同步电路，严格地控制输出脉冲的时刻，现分述如下。

一、除 颤 器

除颤器共有四种类型：交流除颤器、电容放电除颤器、电容放电延迟线式除颤器和方波除颤器。

临床上每一种除颤器有两种工作方式：即体外除颤和体内除颤。在作体外除颤时，电极紧靠前胸，因而除颤器的高能电脉冲将有部分能量消耗于胸壁、皮肤及软组织，故需要的能量较大，一般为 100～400J 而作体内除颤时，其电极直接放在心脏上，故需要的能量较小，一般仅需要几十 J 到 100J，大多数除颤器均装有内外除颤的选择开关，并有适当的安全保护措施，以保证准确完全有效地除颤。现将上述四种类型的除颤器作一简要介绍。

（一）交流除颤器

交流除颤器是最先出现的一种除颤形式。它的典型电路如图 3－78 所示。它主

要包括一个升压变压器、脉冲时间控制电路和供给脉冲的启动开关。升压变压是提供交流输出电压，一般作体内除颤时，输出电压为 80～300V；在作体外除颤时，输出电压为 160～600V；而变压器所提供的电流要求在 4～6A。当启动开关闭合时，脉冲时间控制电路控制电源开关闭合时间为 250ms，这样在 250ms 的时间内，将有几个周期的交流电通过电极作用到心脏上进行电击除颤，如图 3－79 所示。

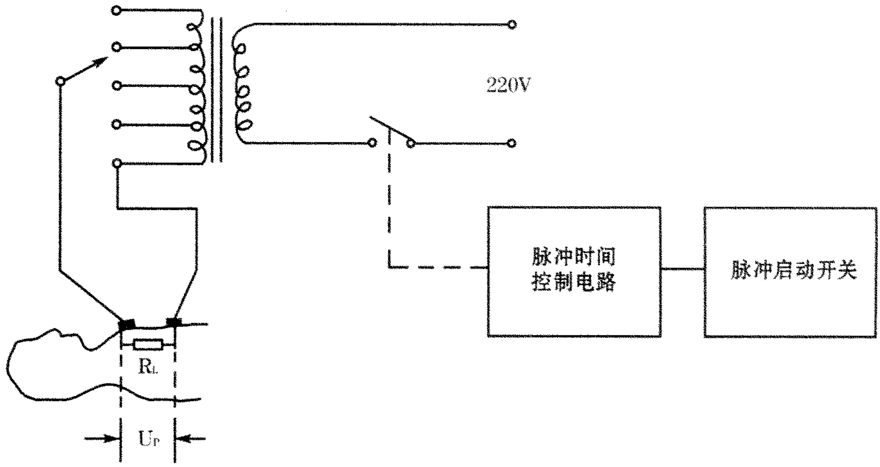


图 3－78　交流除颤器原理图

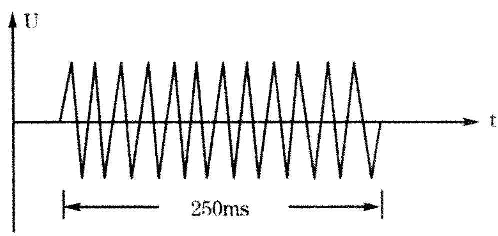


图 3－79　作用到心脏上的交流电压波形

目前交流除颤器已被各种直流除颤器所取代。这是因为直流脉冲比交流脉冲对心脏的损害作用小，并且利用直流脉冲在任一时刻作用心脏时，不易引起心室颤动，也可减少骨骼肌的痉挛作用。同时直流脉冲对于复转室上性（房性）心律失常特别有效，故临床上已不采用交流除颤器，而用直流除颤器。下面介绍电容放电式直流除颤器。

（二）电容放电式直流除颤器的原理电路图如图 3－80 所示。

图中 D 为整流二极管，R 为限流电阻，C 为充电电容，B：为自耦变压器，B_2 为一升压变压器，L 为滤波电感，用以改善电容 C 上的充电电压对躯干放电的放电波形。工作时，电容 C 上的充电电压数值可通过自耦变压器 B_1 进行调整，B_2 初级

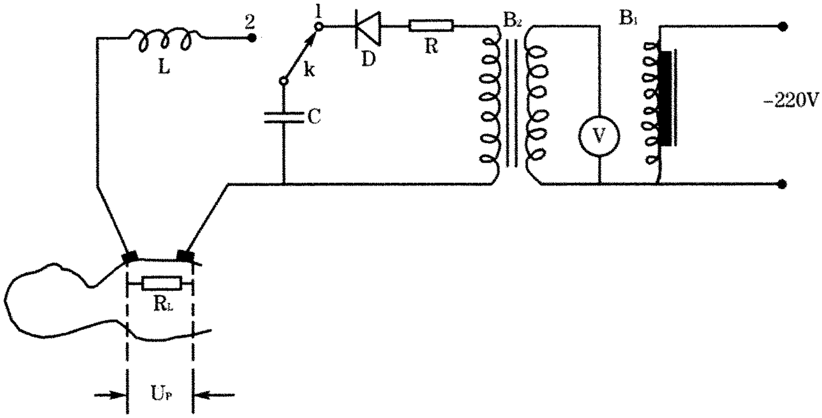


图 3－80　电容放电式直流除颤器

的电压表可作为电容器上充电电压数值的指示。一般充电电路的时间常数 RC＝2s，通常取 RC 的 5 倍时，充电电压即可达 99％。临床上常保持 10s，作为充电时间。放电时，只需将开关 K 由位置 1 移向位置 2，电容 C 即可通过电极和电感 L 对患者躯干（其等效电阻为 R_L）进行放电，其放电波形随阻尼程度不同而有不同形状。图 3－81 所示的放电波形为一轻度阻尼的情况。若两个电极间的电阻 R_L 为不同数值（因人而异），也可出现过阻尼或临界阻尼。临床上希望出现临界阻尼时，高能电脉冲对组织损伤小，除颤效果也最佳。除颤完毕后，开关 K 应自动返回位置 1，如果需要，还可再重复进行除颤。

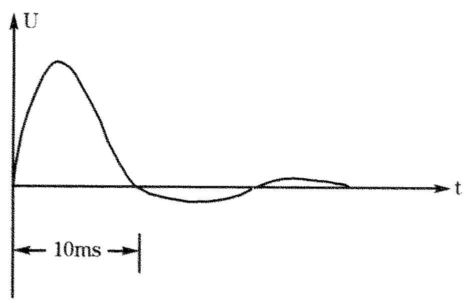


图 3－81　电容放电的脉冲波形

除颤时电容器 C 贮存能量 E，可用下式计算，即

$$E=\frac{CU^2}{2}$$

式中 C 为充电电容的电容量，一般为 10～50μF，为了获得电击能量达到 400J，C 上电压 U 应达到 2～9kV。临床实践证明，电容器 C 上贮存的能量传给人体的仅占 60％，而 40％的能量消耗在放电回路和电极上，因而效率很低。

（三）延迟线式电容放电直流除颤器

延迟线式的电容放电直流除颤器的原理电路如图 3－82 所示。该电路与电容放电除颤电路相比，只增加了延迟线路，其中 L_1 和 L_2 之间存在着互感，互感系数为 M，工作时可调整 M 改善输出波形。延迟线型电容器放电的输出波形如图 3－83 所示。它具为长方形特点，若与电容放电型除颤器的输出波形相比，在两个电路中所贮存的能量相同条件下，延迟线型的输出波形的峰值维持的时间较长，也就是说其能量比较集中。若在相同时间内，令相同的能量通过心脏则延迟线型所用的放电电流可以小一些。延迟线型放电波形中由于有一个较长的拖尾，影响除颤效果。因为高能电击除颤就是要消除心脏颤动，而心脏颤动是由各条心肌纤维收缩不同步，彼此相邻的两条心肌纤维没有相同的收缩规律，而除颤器就是利用对心脏突然地进行高能电击而使心脏重新建立正常心律，这就要求输出波形最好呈现一方波，而没有拖尾，使得各条心肌纤维迅速地由不同步状态进入同步状态。方波除颤器即可胜任这一要求。

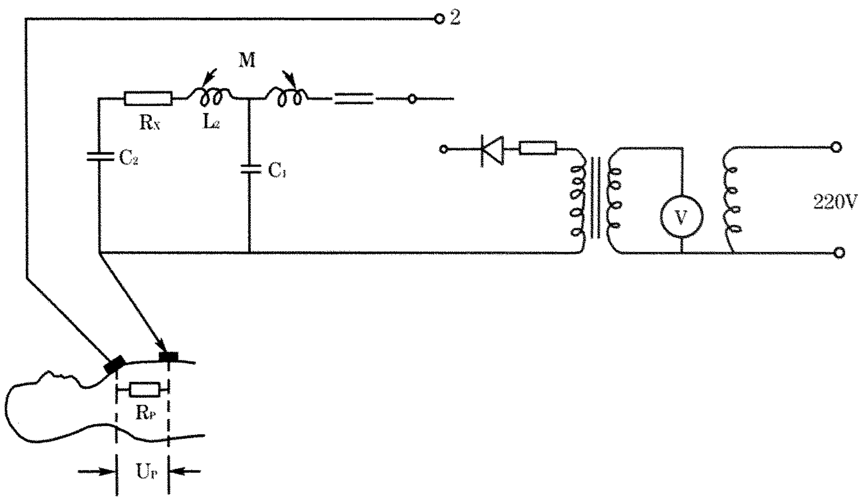


图 3－82　延迟线式电容放电直流除颤器原理图

（四）方波除颤器

方波除颤器的原理电路如图 3－84 所示。该电路包括一个充电电容 C、二个可控硅元件，其中可控硅 D_1 与 C 串联，D_2 与 C 并联，控制电压电路产生一个控制电压 Ug，控制可控硅 D_1 的导通角 θ，从而改变对 C 充电电压的数值，也就是改变电容 C 上输出电压的大小。当屯路中开关 K 闭合时，即对患者除颤，电容 C 上的电压便通过电极对躯干放电，其放电时间的长短，由放电时间控制电路进行控制。放电时间控制电路产生一个经过适当延迟的触发信号，迫使 D_2 立即导通，而终止电容 C 对躯干的放电，从而使放电波形的长尾巴得以消除，提高了除颤效果。与上述电路

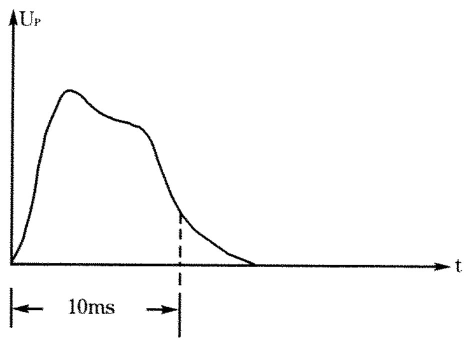


图 3－83　延迟线式电容放电的波形

相比，该电路的优点是不需要电感器，可使用较小尺寸的电容，输出波形的峰值也可选得小些。

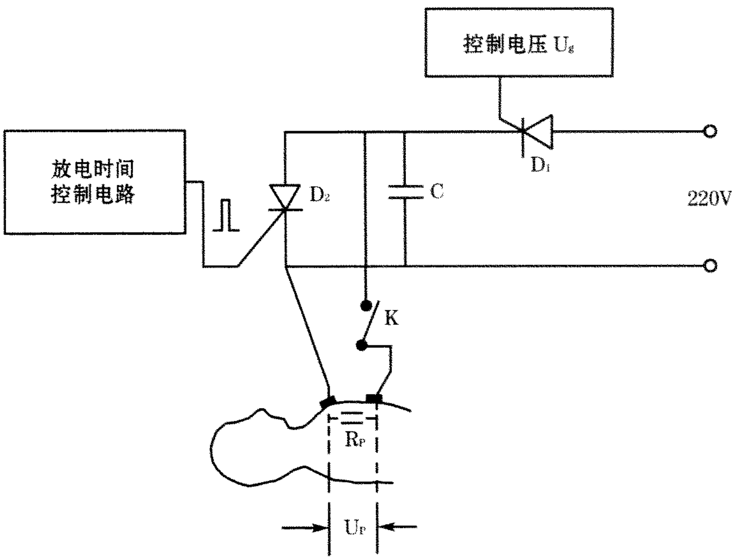


图 3－84　方波除颤器电路原理图

以上一共介绍了四种类型的除颤器，下面简单地介绍一下除颤器的电极。

除颤器电极是除颤器的重要组成部分，为了安全地使除颤的能量较多地传到心脏，对电极提出两点要求：

（1）电极应保持与身体良好接触。因为高能电脉冲应传到心脏，而不应消耗在电极与皮肤的接触面。否则，接触面会发生严重的灼伤以及其他综合征。故要求电极应紧紧牢固地靠住胸壁，并将手动开关安装在电极上；若电极不受到足够大的压力时，电路不会被接通。

（2）保证人身安全，要有完好的绝缘性能，保证操作者不会被电击。

一般除颤时使用的电极有两种形式：

体内型电极如图 3－85 所示，电极为一勺型，一般由金属构成。电极装配在绝缘良好的手柄上，电极与手柄之间有保护性的绝缘盘，保证操作者手和电极之间不会因体液而意外地形成短路。其手柄上也装有控制开关，当放好电极位置时，操作者即可按动开关进行体内除颤。

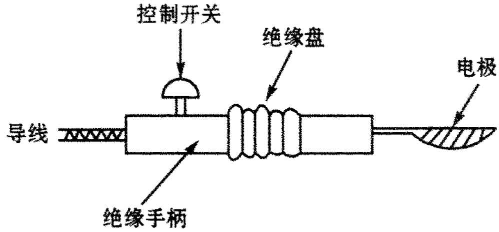


图 3－85　体内型除颤电极

体外型除颤器电极亦称平板状电极，如图 3－86 所示。其电极呈一金属圆盘状，安装在直径为 100mm 的绝缘支架上。操作时，电极上要涂一层导电胶，并将电极紧紧地压在病人的胸部，再按动手柄上的开关即可进行体外除颤。

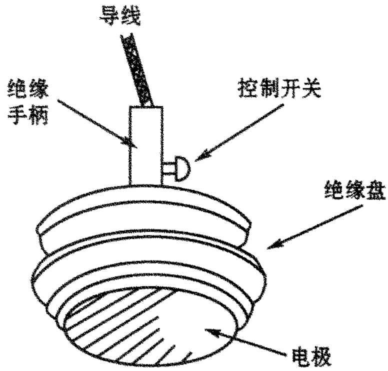


图 3－86　体外型除颤电极

心脏复律器是一种特殊除颤器，它含有同步电路，保证电容器放电是在 R 波出现之后立即进行，即在 T 波出现之前输出高能脉冲，这样可防止意外地刚好在 T 波时间内进行除颤而导致室颤的危险。

二、心脏复律器

心脏复律器的方框图如图 3－87 所示。它基本上是心脏监护仪和除颤器的结合，其中心电图电极放在能获得最大 R 波并且能反映 T 波的体表部位，心电信号通过一个模拟开关电路

接到 ECG 放大器上，模拟开关电路在正常情况下始终处于接通状态，被放大后的心电信号在心电示波器上显示出来。操作人员可通过心电示波器观察患者的心电波形，判断心脏复律是否成功或变得更坏（即产生严重的心律紊乱）。

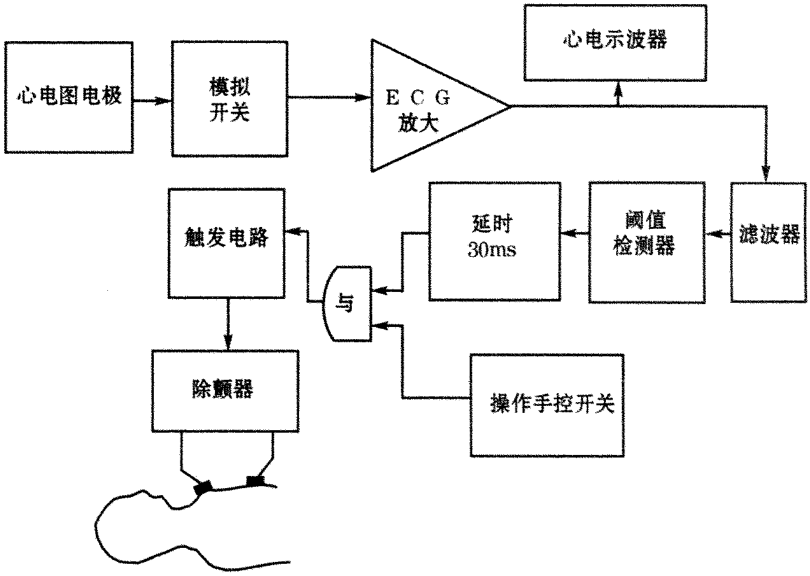


图 3－87　心脏复律器原理方框图

放大后的心电信号，另一路送入滤波器，再经阈值检测器检出 R 波，再送到一个延迟电路，将信号延迟 30ms，然后经与门电路驱动触发电路，触发电路再输出一个触发信号，将模拟开关电路断开，以保护 ECG 放大器不受即将到来的除颤脉冲的影响。同时触发电路还输出一个触发信号使除颤器立即通过电极对患者放电，进行除颤。上述过程是在操作手控开关按动一次之后进行的，在除颤脉冲放电完毕之后，心电图电极与 ECG 放大器之间的模拟开关又立即接通，这时，操作者可通过心电示波器观察判断心脏复律的效果。如果还需要再进行除颤，可将操作者手柄开关再按动一次，于是又重复上述过程。同时还需要在心电示波器上再进行观察心律，以便确定治疗效果。

综上所述，本章主要介绍了心电信号产生的基础知识。介绍了起搏器、除颤器以及各种电记录仪器。在长期的临床工作中，如何正确地记录心电波形，广大的心电工作者已积累了不少成功的经验。

第十节 Holter 心电监护自动分析

Holter 心电监护自动分析仪是近些年来微型计算机在生物医学仪器中的成功应用，利用该仪器可以对心电信号进行自动采集、分析和处理，并能完成自动记录、记忆存储和冻结显示等功能。患者只需将该机的小型磁带记录器配带在身上，并将电极固定好，即可记录下患者 24h 或者 1 周的心电图，然后再高速进行实时回放，同时用示波器进行观察，由于示波器是采用 R 波触发。这样一来，对于正常的重复心电波形在显示时是重叠的，而对于出现不正常的心电波形时，可立即将其区分出来，重新仔细观察这一段异常的心电波形。如果在临床上该段心电波形具有一定的诊断价值，可用打印机打印出来，供临床分析。患者在配带小型磁带记录器后，可以和正常生活一样，进行学习、工作和休息。因此很受患者和医护人员的欢迎。

一、Holter 心电自动监护分析仪的工作原理

这种心电自动监护分析仪的工作原理，如图 3－88 所示。它包括小型磁带记录器、重放装置、预处理器、QRS 检测器、A/D 转换器、微型计算机、D/A 转换器、显示器和打印机等。

工作时，系统采用 Z－80CPU，含有 6K 字节 EPROM 存放应用程序，8K 字节 RAM 供工作单元和存放数据使用。重放装置将小型磁带记录器记录的心电信号，以 60 倍的速度（或者更高的速度）连续进行实时回放，然后再将调宽后的心电信号经预处理器还原成心电信号，送至 A/D 转换器、QRS 定位检测器和波形显示器。值得注意的是，这里 QRS 定位检测器的作用是用以确定 QRS 波群的参考点 R′。因为 QRS 波群反映左右心室电激动的过程，称为复合波。QRS 波群的形态是识别心律失常的主要依据，QRS 波群的检出和形态的识别，一般是以斜率法为基础进行检测，即主要考虑 QRS 波的宽度和幅度，为此必须初步确定一个 QRS 波群的定位参考点 R′，那么其他特征点 R、S 的寻找就比较方便。通常可选用模拟电路来完成确定 R′点的任务。当 QRS 定位点 R′确定之后，可由软件来完成确定 R、S 点和 QRS 波的宽度。这样一来，就为识别 QRS 波的形态创造了条件。待定位参考点 R′确定以后，即把定位信号通过专用接口，以中断形式送给 CPU。工作时，A/D 转换器直接挂在数据总线上，以程控方式进行工作。它把采集的心电信号送入内存，供分析和回忆描记 QRS 波群时使用。这样一来就方便了医护人员能够随时调出病人资料进行临床分析。这里的 D/A 转换器，可根据要求将内存中有关的心电数据变为模拟量，送给记录描记装置，并按正常速度描记在记录低上，供医生分析使用。

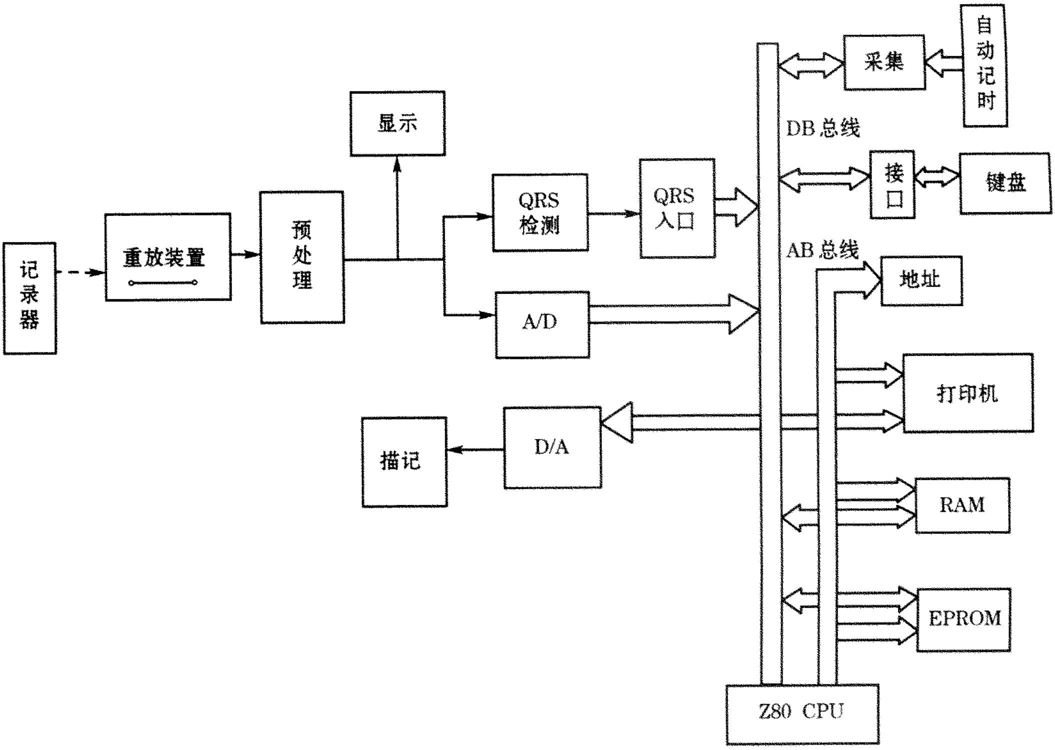


图 3－88　Holter 心电自动监护分析仪原理方框图

仪器中的时基是取自微机本身的晶体振荡器，采用适当分频的方法作为显示时间的标准。自动计时器是采用通过 I/O 接口与微机联系，利用操作键盘设备初始时间，也可随时从该接口处采集到相应的时间数据。

操作键盘要经操作接口，利用显示电路进行人机对话，可设置病人号码、记录起始日期和时间以及操作方式等。

自动打印机工作在程控方式，当分析扫描结束时，将自动打印出诊断报告和心率分布的直方图等必要的数据，供医生参考。

仪器中还配备有专门的地址译码器，为 ROM，RAM 以及所有接口提供分配地址和设备号。保证心电信号的自动分析程序流程能够准确进行。

二、主要技术指标

频率特性	0.5～500Hz，－3dB；
记录通道数	3 通道或多通道；
微机型号	单片机 Z80 或 IBMAT 微机；
记录形式	激光打印或热敏打印；

记录器重量	350g 左右；
记录器连续工作时间	24h 或 48h；
附件	含起动转录装置，扩大监测人数；

三、临床应用

医疗实践证明，心血管疾病是人类健康的头号敌人，心脏病的死亡率已占各种疾病的首位，心血管疾病已经成为人类的重大威胁，因而，临床上急需一种能够分析人体心脏功能，能对心血管疾病进行早期诊断的仪器。目前，Holter 心电自动分析监护仪就能较好地完成这一任务。临床上主要用于：

1. 判断心律失常，如心室性早搏、漏搏、二联律、三联律和停搏等；
2. 利用心率直方图判断心率变化的趋向；
3. 可配置多个记录器，进行成批监测病人，并进行实时分析，有利于临床诊断。

第十一节　心电图的右脚驱动系统

在长期的临床实践中，广大心电工作者为了正确地记录心电信号，必须设法消除或降低来自交流市电共模电压的干扰，否则由于皮肤电极阻抗的不对称而引起的电压分配效应，将引起严重的交流干扰。严重时将把心电信号“淹没”掉。目前常用的降低交流干扰的方法有：

（1）采用大面积的电极，对皮肤作予处理，采用良好的电极糊，并用砂纸擦磨皮肤的角质层，均能降低皮肤的电极阻抗，减少交流干扰。

（2）提高放大器的输入阻抗，例如采用电极放大器，即将阻抗变换器直接接到电极上，以提高放大器的输入阻抗，降低共模干扰。

上述方法均有一定的效果，但都不如下面将要介绍的消除交流共模电压干扰的右脚驱动系统。

一、心电图的右脚驱动系统的工作原理

由图 3 – 89 可知，右脚驱动系统是基于将人体上的共模电压，经过放大和倒相之后，通过电阻 R_0 反馈到右脚电极上。显然，患者右脚电极不再直接接地，而是通过电阻 R_0 与一辅助的运算放大器相连接。这里的电阻 R_0 一般称作限流电阻，辅助的运算放大器称作驱动放大器，故这种系统人们也习惯地称为“右脚驱动系统”。

不难看出，右脚驱动系统是一个以人体为相加点的共模电压并联负反馈电路。

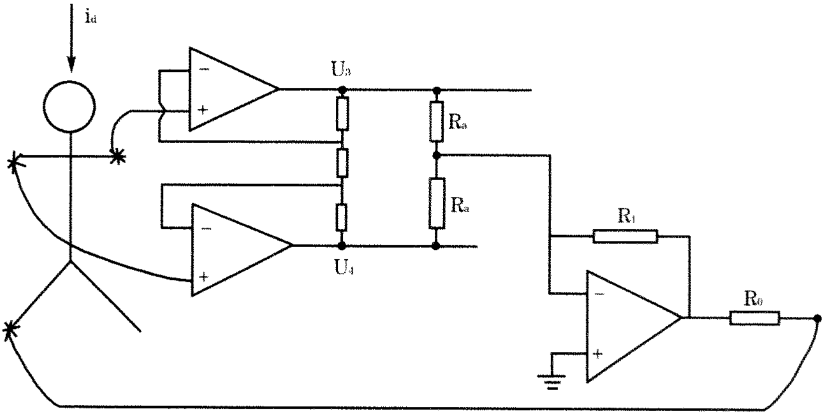


图 3－89　心电图的右脚驱动系统的一般线路

根据负反馈作用的原理，这一负反馈将使共模电压变小。另外，人体上所引起位移电流 i_d 也不会直接流到地，而流到了运算放大器的输出电路，这就使心电图机放大器中来自交流市电的交流感应大大降低，并且使患者有效地接地，避免患者被电击的危险。因为来自系统内部的漏电或其他途径，一但在患者和地之间造成异常电压时，由于驱动放大器位于患者和地之间，驱动放大器便立即进入饱和状态。也就是说，这时的驱动放大器就不再驱动右脚电极，患者实际上处于不接地状态。一般限流电阻凡的阻值均取兆欧以上，所以完全能够保护患者不被电击。

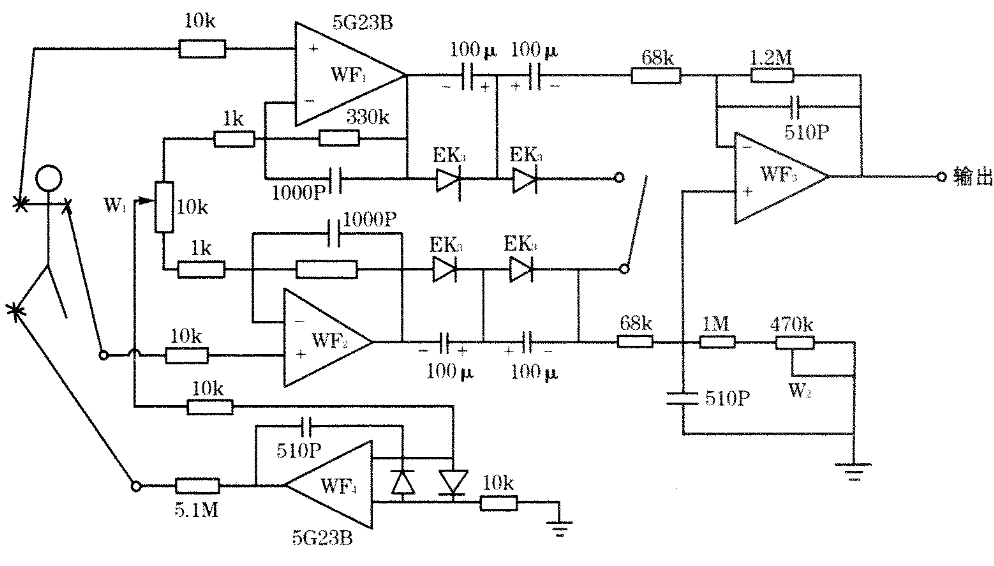


图 3－90　右脚驱动系统的一般线路

二、右脚驱动系统的一般线路

图 3－90 给出了一个右脚驱动系统描记心电图的一般线路。

图中两个运算放大器 WF_1、WF_2 构成同相输入双端输出的第一级差分放大器。增益为 35dB；第二级差分放大器由运算放大器 WF_3 构成，电路的形式是双端输入，单端输出，增益为 25dB。电路总增益为 60dB。这样在电路的输出端得到 1V 左右的心电信号。级间电容上均并有反向保护二极管，开关 K 用作电路复零。第一级放大器的 1000pF 和第二级放大器的 510pP 电容器分别用于构成低通滤波器，用以去除肌电和噪声对心电信号的干扰。第一级放大器中的 10kΩ 电位器 W_1 用以调节输出平衡。第二级放大器的电位器 W_2（470kΩ）用于调节电路获得最佳共模抑制比。而 WF_4 为驱动放大器，在驱动放大器的上方接入反馈电容 51pF，用以改变相位，防止与人体联接后，整个系统会出现闭环自激。图中电阻凡（限流电阻）为 5.1MΩ。

实验证明，上述右脚驱动系统的电路，在描记环境十分恶劣的条件下，线路中所有要求配对的元件也人为地不配对，并且电位 W_2 也未调到使电路的共模抑制比达最佳状态，但却能得到满意的结果。

第四章　医用监护仪器

在临床疾病的诊疗过程中，经常需要对某些病人的各项生理参数进行不间断的监测和分析，在很长一段时间内这项工作由人工完成，不仅效率低下，而且可靠性也不高。随着电子技术、计算机技术及生物医学工程技术的发展，出现了专门用于长时间连续监护病人生理参数的医用电子仪器——医用监护仪器。医用监护仪器在临床中的广泛应用大大减轻了医护人员的劳动强度，提高了工作效率，更重要的意义在于能使医护人员随时了解病人的病情及发展趋势，当出现危急情况时，能及时进行有效处理，提高了护理质量，大大降低危重病人的死亡率。因此医用监护仪器已经成为临床应用的必不可少的医用电子仪器。

本章首先简单介绍医用监护仪器的概念、分类、结构、特点及其临床应用，接着重点介绍各种生理参数的监护方法，然后详细介绍了两种常用的医用监护仪器的工作原理及结构，最后列举大量医用监护仪器的维修实例。

第一节　医用监护仪器概述

医用监护仪器是能够对人体重要的生理、生化指标有选择地进行经常性或连续的监测，并且具有存储、显示、分析和控制功能，对超出设定范围的参数发出警报的系统。它可以实时、连续、长时间地监测病人的重要生命特征参数，具有很重要的临床使用价值。

一、医用监护仪器的临床应用

根据临床护理对象和监护目的不同，主要用于临床监护的有：手术中和手术后的监护；产妇生产过程中及其前后的分娩监护和胎儿监护：重危病人的监护：恢复病人的监护；治疗病人（肾透析、高压氧舱、放射线治疗、精神病等）的监护，为确诊所进行的长期监护。在临床上根据需要在科室和病房中使用各种专用的监护仪，也称为监护系统，主要有危重病人监护仪、冠心病监护仪、分娩监护仪、新生儿和早产儿监护仪、颅内压监护仪、麻醉监护仪、睡眠监护仪等。

随着现代医学技术和生物工程技术的不断发展，监护仪能监测的生理和生化参数也不断增加，如心电图监测、呼吸监测、无创血压监测、有创血压监测、气道二氧化碳监测、气道氧气监测、血液体积/辅助监测、血氧饱和度/血流体积监测、温度监测、PH 值、血气监测等。利用计算机控制还能进行多种数据的分析和处理，如 ECG/心律失常检测、心律失常分析回顾、ST 段分析等。

医用监护仪除监护功能外，还有疾病诊断和治疗的功能，同时还有抢救功能，如动态心电图（HOTTER）和血压监测仪、心脏除颤监护仪等，随着科学技术的发展，医用监护仪的其他功能也在不断增强，它将不仅能监测和处理用药的过程，并能根据在用药过程中病情的发展和变化，及时调整用药剂量和输液速度、给氧流量等。

二、医用监护仪器的分类

目前临床上使用的医用监护仪器多种多样，其结构和功能也各不相同，因此很难用一个统一的标准对其进行分类。从不同的角度可以对医用监护仪器作山不同的分类，一般来说可以从以下几个角度对医用监护仪器进行简单的分类。

1. 按仪器构造功能分类

按仪器构造功能可以将医用监护仪器分为一体式监护仪和插件式监护仪。

一体式监护仪具有专用的监护参数，通过连线或其他连接管接入每台医用监护仪之中，它所监护的参数是固定的，不可变的。有些医用监护仪也可通过无线遥测。

插件式监护仪具有一个明显的特点，即每个监护参数或每组监护参数各有其一个插件，使监护仪功能扩展与升级快速、方便。这类插件可以根据临床实际的监测需要与每台医用监护仪的主机进行任意组合。同时也可在同一型号的监护仪之中相互调换使用。

2. 按仪器接收方式分类

按接收方式可分为有线监护仪和遥测监护仪。

有线监护仪是病人所有监测的数据通过导线和导管与主机相连接，比较适用于医院病房内卧床病人的监护，优点是工作可靠，不易受到周围环境的影响，缺点是对病人的限制相对较多。

遥测监护仪是通过无线的方式发射与接收病人的生理数据，比较适用于能够自由活动的病人，优点是对病人限制较少，缺点是易受外部环境的干扰。

3. 按功能分类

按功能可分为通用监护仪和专用监护仪。

通用监护仪就是通常所说的床边监护仪，它在医院 CCU 和 ICU 病房中应用广泛，它只有几个最常用的监测参数如心率、心电、无创血压。

专用医用监护仪是具有特殊功能的医用监护仪，它主要针对某些疾病或某些场所设计、使用的医用监护仪。如手术监护仪、冠心病监护仪、胎心监护仪、分娩监护仪、新生儿早产儿监护仪、呼吸率监护仪、心脏除颤监护仪、麻醉监护仪、车载监护仪、便携式监护仪、脑电监护仪、颅内压监护仪、睡眠监护仪、危重病人监护仪、放射线治疗室监护仪、高压氧舱监护仪、24 小时动态心电监护仪、24 小时动态血压监护仪、心脏起搏器等等。

4. 按使用范围分类

可分为床边监护仪、中央监护仪和离院监护仪。

床边监护仪是设置在病床边与病人连接在一起的仪器，能够对病人的各种生理参数或某些状态进行连续的监测，予以显示报警或记录，它也可以与中央监护仪构成一个整体来进行工作。

中央监护仪义称为中央监护系统，它是由主监护仪和若干床边监护仪组成的，通过主监护仪可以控制各床边监护仪的工作，对多今被监护对象的情况进行同时监护，它的一个重要任务是完成对各种异常的生理参数和病历的自动记录。

离院监护仪一般是病人可以随身携带的小型电子监护仪，可以在医院内外对病人的某种生理参数进行连续监护，供医生进行非实时性的检查。

5. 按监护仪的作用分类

可分为纯监护仪和抢救、治疗用监护仪。

纯监护仪只有监护功能，抢救、治疗用监护仪既具有监护功能，又具有抢救或治疗的功能。如心脏除颤监护仪，心脏起搏器等。

6. 按检测参数分类

可以分为单参数监护仪和多参数监护仪。单参数监护仪只能监护一种生理参数，适用范围较小：多参数监护仪可以同时监护多个生理参数，适用范围较大，目前绝大多数医用监护仪器都是多参数监护仪。

三、医用监护仪器的结构

医用监护仪器结构方框图如图 4－1 所示。现代医用监护仪器主要由五个部分组成：信号检测部分、信号的模拟处理部分、信号的数字处理部分、信号的显示、记录和报警部分以及治疗部分。各部分的功能可以简要描述如下。

1. 信号检测部分

包括各种传感器与电极，有些还包括遥测技术以获得各种生理参数。传感器是整个监护系统的基础，有关病人生理状态的所有信息都是通过传感器获得的。传感器有测电压、心率、心电、心音、脑电、体温、呼吸、阵痛和血液 pH 值、P_{co2}、P_{o2} 等各类，其中每一类又有许多种适合不同要求的传感器。

监护系统中的传感器要求能长期稳定地检出被测参数，且不能给病人带来痛苦

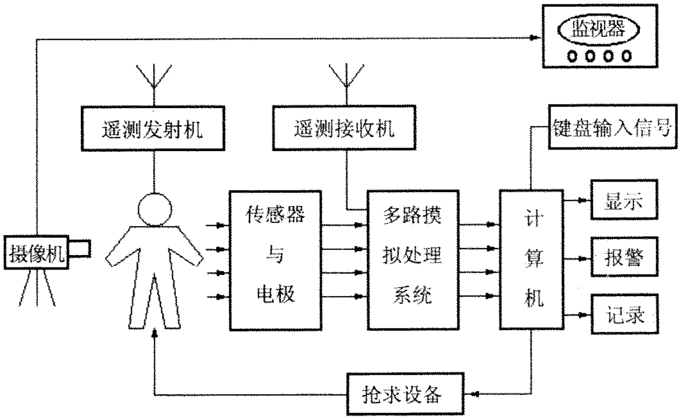


图 4－1　医用监护仪器结构方框图

和不适等。因此，它比一般的医用传感器要求更高，还有待于今后进一步研究和发展。除了对人体参数进行监视的传感器以外，还有监视环境的传感器，这些传感器和一般工业上用的传感器没有多大的差别。

2. 信号的模拟处理

这是一个以模拟电路为核心的信号处理部分，它主要是将传感器获得的信号加以放大，同时减小噪声和干扰信号以提高信噪比，对有用的信号中感兴趣的部分，实现采样、调制、解调、阻抗匹配等。“放大”在信号处理中是第一位的。根据所测参数和所用传感器的不同，放大电路也不同。用于测量生物电位的放大器称为生物电放大器，生物电放大器比一般的放大器有更严格的要求。在监护仪中，最常用的生物电放大器是心电放大器，其次是脑电放大器。

3. 信号的数字处理

这部分是今后系统发展很重要的部分，它包括信号的运算、分析及诊断。根据监护仪的不同功能，有简单和复杂之分。简单的处理是实现上下限报警，例如血压低于某一规定的值，体温超过某一限度等。复杂的处理包括整台计算机和相应的输入、控制设备以及软件和硬件，可实现以下功能。

（1）计算。如在体积阻抗法中由体积阻抗求差、求导最后求出心输出量。

（2）叠加。以排除干扰，取得有用的信号。

（3）做更多更复杂的运算和判断。例如对心电信号的自动分析和诊断，消除各种干扰和假象，识别出心电信号中的 P 波、QRS 波、T 波等，确定基线，区别心动过速、心动过缓、早搏、漏搏、二连脉、三连脉等。

（4）建立被监视生理过程的数学模型。以规定分析的过程和指标，使仪器对病人的状态进行自动分析和判断。

4. 信号的显示、记录和报警

这部分是监视器与人交换信息的部分。包括以下功能。

（1）数字或表头显示，指示心率、体温等被监护的数据。

（2）屏幕显示，以显示行进的或固定的被监视参数随时间变化的曲线，供医生用做分析。

（3）用记录仪作永久的记录，这样可将被监视参数记录下来作为档案保存。

（4）光报警和声报警。

5. 治疗

根据自动诊断结果，原则上可以对病人进行施药和治疗。

四、医用监护仪器的特点

1. 安全性能与国际标准接轨

现代医学监护仪的监测参数反映了监护过程中病人的生命体征，其安全性和有效性是对现代医学监护仪质量的基本要求，而符合标准和要求是现代医学监护仪安全性和有效性的重要保障。随着我国加入世界贸易组织，符合国际质量安全标准和要求的监护仪将成为惟一使用准则，对监护仪的操作规程有了更加明确的规定。一大批符合国际质量标准和要求的高精尖现代医学监护仪已广泛应用于临床监测监护领域。

2. 功能更加强大，性能更加卓越

如在心电监护方面，应用模式识别技术，对心电信号的处理功能越来越强，现代医学监护仪已普遍实现了对心律失常分析和对 ST 段的分析功能，已基本可以准确自动分析室性和室上性心律失常，对医护人员进行临床诊断提供了有力帮助；监护画面的冻结和回放功能，为帮助临床医生捕捉有诊断价值的生命体征参数提供了保证；应用先进的屏蔽技术，使得现代医学监护设备可以与电磁辐射较强的仪器（如高频电刀、心脏除颤器等）同时使用：采用心律同步技术，使无创血压和脉搏血氧饱和度监测的准确性得到提高等等，从而使现代医学监护仪的功能和性能不断完善。

3. 专用监护仪发展迅速

早期的监护仪测试参数比较单一和固定，目前广泛应用的监护仪结构上都采用插件式，测试参数实现了多样性，使监护仪的功能扩展、换代升级、功能模块的互换等极为方便。现代医学监护仪的使用范围正逐步扩大，包络了医学领域的方方面面，如手术过程的实时监护、胎儿的发育及分娩过程的实时监护、心脑血管疾病的实时监护、呼吸系统疾病的实时监护、睡眠状态的实时监护、24 小时动态心电和动态血压的实时监护等，由此可见，现代医学监护仪的应用前景将十分广阔。

4. 远程监护和家庭监护日益普及

目前的远程监护和家庭健康监护主要对常见病、老年病、产妇及新生儿的病理

参数进行监护，这样既节省医疗费用，又减少住院病人，使病人能够得到较好的综合医疗服务，更有利于家庭保健计划的持续发展。

五、医用监护仪器的发展趋势

医学监护仪器是生物医学工程学科发展的重要成果，是集电子学、现代医学、物理学、计算机技术、机械制造等多学科为一体的综合技术。现代医学的发展对监护技术提出了更高的要求，成为医用监护仪器发展的源动力。随着医学、电子学和计算机技术等相关专业技术的发展，医用监护仪器正以日新月异的速度向前发展，具体来说，医用监护仪器未来的发展趋势主要有以下几个方面。

1. 医学传感器技术的发展和改进

现代医学监护技术对测试参数的多元化及对所测参数的采集、分析、处理的准确性要求是医学界的始终追求，为了实现这一目标就必须研究开发新型传感器。例如生物效应传感器，需要研究开发能直接分析提取血液、尿液、胃液及其他体液生化成分信息的传感器，制作成集成化、多功能或综合传感器，以增加传感器的功能。如呼吸传感器，希望能同时提取诸如呼吸压、呼气成分、潮气量等多个参数。

传感器发展的目标是微型化、多参数和无创性。

2. 无损测量技术将是现代医学监护仪进一步发展的关键

迄今为止，现代医学监护仪中的许多重要生理生化参数和信息在无创连续提取方面还存在困难。日前许多国家的科技人员都在致力研究无创连续监测技术，也提出了许多方法，并做了大量的实验性研究，如日本学者提出用脉搏波传递速度与血压的关系来间接测量血压值，还有人提出靠检测并分析脉搏波的方法来估算血压，但迄今尚无可供临床使用的仪器。所以说无损伤非接触式生理参数检测采集技术是有待进一步发展的新技术。

3. 计算机技术的发展将成为推动现代医学监护仪发展的潜动力

计算机技术的进步和发展，使现代医学监护仪器的设计和结构有了重大变化。近年来由于 DSP（数字信号处理）芯片、单片机 RTOS（实时操作系统）的出现以及 VHDL（超高速硬件描述语言）的推广，使现代医学监护仪在结构上发生了根本性变化。由于此类仪器具有体积小、分析处理数据的能力强、安全性能高、可靠性好、使用周期长等优点，将成为今后现代医学监护仪发展的主流趋势。

4. 计算机网络的发展会促进远程监护和家庭监护的应用和普及

网络通信技术的发展，促进了医学监护仪向网络化、家庭远程化方向发展，利用计算机网络技术、远程技术实现了对人体生理参数的监测、数据交换、数据处理、分析记录、诊断治疗等功能，使人们能够享受到良好的医疗服务，提高健康水平。例如美国太空实验室的 PCMS 和 HP 的 1166A 等组合式监护仪就是利用局域网方式，将多机组合，实现中央监护：北京英泰公司研制的远程胎儿监护系统，利用家

庭远程技术实现孕妇家庭听诊胎心信号和医院监护中心进行胎心率曲线连续记录，为围产期孕妇自我监护提供了一种可靠、敏感、实用的方法。由此可见，网络中央监护、远程监护和家庭健康监护技术一定会得到长足的发展。

第二节　常用生理参数的测量原理

由于医用监护仪器要求能够长时间连续测量病人的生理参数，因此其测量原理与一般的生理参数测量仪器有所不同，下面主要介绍人体各种生理参数的监护测量原理。

一、心　电

正如第 3 章所述，心肌中的“可兴奋细胞”的电化学活动会使心肌发生电激动。使心脏发生机械性收缩。心脏这种激动过程所产生的闭合、动作电流，在人体容积导体内流动，并传播到全身各个部位，从而使人体不同表面部位产生了电流差变化。心电图（ECG）就是把体表变动着的电位差实时记录下来，目前一般采用标准的 12 导联，包括双极导联Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ导联，加压单极肢体导联 aVR、aVL、aVF 以及胸导联 V_1、V_2、V_3、V_4、V_5、V_6。因为心脏是立体的，一个导联波形表示了心脏一个投影面上的电活动。这 12 个导联，将从 12 个方向反映出心脏不同投影面上的电活动，即可综合诊断出心脏不同部位的病变。

在医用监护仪器中，监护电极与心电图机的电极安放位置不同，但其定义是相同的，具有相同的极性和波形。为了稳定地监护心电波形，监护电极一般安放在胸部，具体位置有两种形式，一种是三电极体系，一种是五电极体系。

1. 修正的三电极导联体系

根据国际电工委员会（IEC）的规定，三电极体系一般需要在胸部放置三个电极，三电极体系监护电极位置见表 4－1 所列。表中列出了具体位置、标号及颜色（括号内为对应的美国心脏学会 AHA 标准），心电监护电极位置如图 4－2 所示。

表 4－1　　三电极体系监护电极位置

电极位置	标　号	颜　色
左锁骨下沟	L（LA）	黄（黑）
右锁骨下沟	R（RA）	红（白）
左前腋下线肋骨下沿	P（LL）	绿（红）

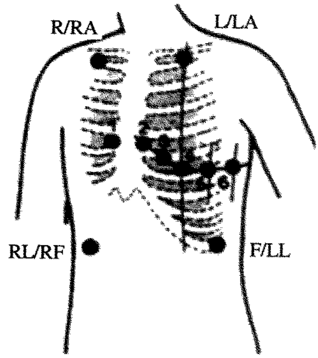


图 4－2　心电监护电极位置

由这三个电极可以组合出三个标准导联，连接方式与通用的 12 导联体系中的标准Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ相同。

2. 修正的五电极导联体系

根据国际电工委员会（IEC）的规定，五电极体系一般需要在胸部放置五个电极，五电极体系电极位置见表 4－2 所列（括号内为对应的 AHA 标准）。

表 4－2　五电极体系电极位置

电极位置	标号	颜色
左锁骨下沟	U（LA）	黄（黑）
右锁骨下沟	R（RA）	红（白）
髂骨顶向上 12～15mm 与左锁骨中线相交或髂骨顶向上 12～15mm 脊柱左边沿	P（LL）	绿（红）
左边同一水平线与右锁骨中线交点	N	黑（绿）
图 4－2 中任一胸电极位置	C（V）	白（棕）

由这五个电极可以组合出与通用的 12 导联对应的导联，即Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ、aVR、aVF、aVL、V_1～V_6。

监护仪一般都能监护 3 个或 6 个导联，能同时显示其中的一个或两个导联的波形并通过波形分析提取出心率参数，功能强大的监护仪可以监护 12 导联，并可以对波形作进一步分析，提取出 ST 段和心律失常事件。

3. 影响 ECG 精确测量的因素

影响 ECG 精确测量的因素主要有以下几个。

（1）正确的电极放置。为了从适当的角度记录较强的信号，电极放置必须精确。不正确的电极位置会导致错误的波形。

（2）电极与皮肤接触良好。由于 ECG 信号非常微弱，电压幅度较低，为了得到

准确的波形，电极与病人皮肤必须保证良好的接触，良好的接触需要对皮肤进行适当的处理以及定期更换电极。

（3）导联选择正确。导联必须选择正确的电缆设置以检测适当的电活动，选择错误的导联会导致心脏病的误诊。

（4）排除外部干扰。病人的运动能够干扰信号的记录，心脏起搏器的活动以及电外科的电干扰都会影响 ECG 的记录。例如在手术室中，电极应该与手术点等距以提高对 ESU 的抑制，电磁干扰的其他外部来源可能是病人周围的电子仪器。

二、心　率

心率是指心脏每分钟搏动的次数。健康的成年人在安静状态下平均心率是 75 次/分，正常范围为 60 ~ 100 次份。在不同生理条件下，心率最低可到 40 ~ 5 次分，最高可到 200 次/分。心率测量是根据心电波形，测定瞬时心率和平均心率。

1. 瞬时心率

是指心电图两个相邻 R – R 间期的倒数。即

$$F=\frac{1}{T}\text{（次/秒）}=\frac{60}{T}\text{（次/分）}$$

T 是 R ~ R 间期（秒）。

2. 平均心率

是在一定计数时间内，求 R 波个数的比值。即

$$\overline{F}=\frac{N}{T}\text{（次/分）}$$

T 是计数时间（分），N 是 R 波个数。

QRS 波的识别是心率测量的关键。对心电信号 $h(t)$ 进行微分得

$$e(t)=\frac{\mathrm{d}h(t)}{\mathrm{d}t}$$

当微分值 $e(t)$ 大于阈值 E，则可确定该时刻的心电图波为 R 波。

三、呼　吸

呼吸是人体得到氧气输出二氧化碳、调节酸碱平衡的一个新陈代谢过程，这个过程通过呼吸系统完成。呼吸系统由肺、呼吸肌（尤其是膈肌和肋间肌）以及将气体带入和带出肺的器官组成。呼吸监护技术检测肺部的气体交换状态或呼吸肌的效率，呼吸图关心的是后者。

呼吸图是呼吸活动的记录，反映了病人呼吸肌和肺的力量和效率。测量呼吸的方法有三种。

1. 阻抗法

（1）测量原理。多参数病人监护仪中的呼吸测量大多采用阻抗法，人体在呼吸过程电的胸廓运动会造成人体体电阻的变化，变化量为 0.1 ~ 3Ω，称为呼吸阻抗。监护仪一般是通过 ECG 导联的两个电极，用 10 ~ 100kHz 的载频正弦恒流向人体注入 0.5 ~ 5mA 的安全电流，从而在相同的电极上拾取呼吸阻抗变化的信号。这种呼吸阻抗的变化图就描述了呼吸的动态波形，并可提取出呼吸率参数。胸廓的运动，身体的非呼吸运动都会造成体电阻的变化，当这种变化频率与呼吸通道的放大器的频带相同时，监护仪也就很难判断出哪是正常的呼吸信号，哪是运动干扰信号。因此，当病人出现激烈而又持续的身体运动时，呼吸率的测量可能会不准。

（2）影响呼吸测量的因素。影响呼吸测量的因素有以下几种。

●为了对阻抗变化进行最优的测量，必须准确地放置电极。由于 ECG 波形对电极放置的位置要求更高，因此为了使呼吸波达到最优，需要重新放置电极和导联时，必须考虑 ECG 波形的结果。

●良好的皮肤接触能够保证良好的信号。

●排除外部干扰。病人的移动、骨骼、器官、起搏器的活动以及 ESU 的电磁干扰都会影响呼吸信号。对于活动的病人不推荐进行呼吸监护，因为会产生错误警报。正常的心脏活动已经被过滤。但是如果电极之间有肝脏和心室，搏动的血液产生的阻抗变化会干扰信号。

2. 直接测量呼吸气流法

常用的方法是利用热敏元件来感测呼出的热气流，这种方法需要给病人的鼻腔中安放一个呼吸气流引导管，将呼出的热气流引到热敏元件位置。当鼻孔中气流通过热敏电阻时，热敏电阻受到流动气流的热交换，电阻值发生改变。

对于换热表面积为 A，温度为 T 的热敏电阻，当感受到鼻孔内温度为 T_f 的呼吸气流的流动，热敏电阻上的对流换热量为

$$Q = \alpha\ (T - T_f)\ A$$

式中 α 是对流换热系数，它受呼吸流速、黏性等多种因素的影响。T_f 与人体温度接近，且恒温。若呼吸流速大，热交换 Q 就大。因此，热敏电阻温度 T 变化也较大。

热敏电阻多数用半导体材料，一般有金属氧化物如 Ni、Mn、Co、F、Cu、Mg、Ti 的单晶掺杂半导体（SiC）等。热敏电阻具有负阻特性。即

$$R_T = R_{0e}{}^{a(1/T-1/T0)}$$

R_0 是温度 T_0 时的电阻值，a 是常数。T 越高，R_T 就越小。

3. 气道压力法

将压电传感器置入或连通气道，气道压“压迫”传感器而产生相应的电信号，经电子系统处理以数字或图形显示，灵敏度和精确性较高。在气道压力监测时，利用这些信号的脉冲频率，经译码电路处理后可显示呼吸频率。

四、无创血压

血压就是指血液对血管壁的压力。在心脏的每一次收缩与舒张的过程中，血流对血管壁的压力也随之变化，而动脉血管与静脉血管压力不同，不同部位的血管压力也不相同。临床上常以人体上臂与心脏同高度处的动脉血管内对应心脏收缩期和舒张期的压力值来表征人体的血压，分别称为收缩压（或高压）和舒张压（或低压）。

人体的动脉血压是一个易变的生理参数。它与人的心理状态、情绪状态，以及测量时的姿态和体位有很大关系。心率增加，舒张压上升；心率减慢，舒张压降低。心脏脉搏量增加，收缩压必然增高。可以说每个心动周期内动脉血压都不会绝对相同。

血压测量法可以分为两大类，即直接测量法（有创法）和间接测量法（无创法）。

无创法是通过检测动脉血管壁的运动、搏动的血液或血管容积等参数间接得到血压。根据检测方法的不同，血压测量法又可分为听诊法、振动法、触诊法、超声法、次声法、容积搏动示波法、张力法等，大多数监护仪器都采用振动法进行血压监护。

1. 测量原理

采用振动法测量无创血压时，将压力传感器接入袖带，检测袖带的压力以及由于脉搏在袖带的压力下形成的振动信号。当按下测量键或设定的自动测量开始时，气泵开始给袖带充气，当压力达到设定的初始值时，停止充气，袖带内的气体通过针阀缓慢放气，这时以一定的速率交替记录压力值和脉搏振动幅度，并不断进行计算，振幅由小到大，上升变化率最大时刻对应压力指数为收缩压，当振动幅度过最大点时开始下降，下降变化率最大时刻对应的压力指数为舒张压，平均压则为振动幅度最大时的压力指数或为 2 乘以舒张压加收缩压除以 3。

2. 影响无创血压测量的因素

影响无创血压准确测量的因素主要有以下几个。

（1）袖带尺寸。袖带过窄会导致血压读数过高，相反，袖带过宽会导致血压读数过低。

（2）袖带放置。袖带应该放置在上臂与心脏同一水平线的位置已得到真正的零读数，袖带太松会导致血压读数过高。

（3）人为因素。由颤抖、冲击或其他有节奏的或外部的压力导致的误差。

3. 振动法测量无创血压的局限性

振动描记法在某些临床环境下会有一定的局限性。当病人的状况难以检测到规则的动脉压力脉冲时，测量结果就是不可靠的，需要更长的时间去查找原因。下面

的条件会干扰测量。

（1）病人活动。当病人移动、颤抖或抽搐时，很难得到或者无法得到可靠的结果。

（2）心律不齐。心律不齐患者不规则的心跳使测量结果不可靠或无法得到正确结果。

（3）压力变化。如果在测量过程中病人的血压迅速变化，测量结果就不可靠。

（4）严重休克。严重休克或体温过低会减少血液流向身体外围从而减小动脉脉冲，使测量结果不可靠。

（5）肥胖病人。一层很厚的脂肪层环绕在上臂周围会抵消动脉脉冲使其无法到达袖带，因此降低测量的准确度。

（6）心率极高或极低。当病人心率低于 15bpm 或高于 300bpm 时无法进行测量。

（7）心肺机。当病人连接到心肺机时无法测量。

（8）导管移动。

五、有创血压

在一些重症手术时，对血压实时变化的监测具有很重要的临床价值，这时就需要采用有创血压监测技术来实现。

1. 测量原理

先将导管通过穿刺，植入被测部位的血管内，导管的体外端口直接与压力传感器连接，在导管内注入生理盐水。由于流体具有压力传递作用，血管内压力将通过导管内的液体被传递到外部的压力传感器上。从而可获得血管内压力变化的动态波形，通过特定的计算方法，可获得收缩压、舒张压和平均压。在进行有创血压测量时要注意：监测开始时，首先要对仪器进行校零处理；监测过程中，要随时保持压力传感器部份与心脏在同一水平上；为防止导管被血凝堵塞，要不断注入肝素盐水冲洗导管，由于运动可能会使导管移动位置或退出。因此要牢牢固定导管，并注意检查，必要时进行调整。

2. 影响有创血压测量的因素

影响有创血压精确测量有以下因素。

（1）压力传感器、压力线以及病人导管的正确连接。

（2）在较低点的收缩压读数通常比较高点的读数要高。

（3）从斜靠体位到站立体位的改变会使收缩压轻微下降，舒张压轻微升高。

（4）病人和压力传感器的位置都会影响血压测量。在正常测量时，传感器通常置于与心脏同一水平的位置（第四肋间以及腋中线：称为静脉静力学轴）将系统调零以补偿静力及大气压的影响。

六、血氧饱和度

血氧饱和度是血液中，被氧结合的氧合血红蛋白（HbO2）的容量占全部可结合的血红蛋白（Hb）容量的百分比，即血液中血氧的浓度，是呼吸循环的重要生理参数。许多呼吸系统的疾病会引起人体血液中血氧浓度的减小，严重的会威胁人的生命，因此在临床救护中，对危重病人的血氧浓度监测是不可缺少的。

1. 测量原理

血氧饱和度一般是通过测量人体指尖、耳垂等毛细血管脉动期间对透过光线吸收率的变化计算而得的。测量用的血氧饱和度探头有其独特的结构。它是一个光感受器，内置一个双波长发光二极管和一个光电二极管。发光二极管交替发射波长660nm的红光和940nm的近红光。还原血红蛋白（HB）的吸光度随SaO2不同而改变，在660nm附近表现最为显著，在940nm附近则产生与660nm方向相反的变化。在波长940nm的红外区域，氧合血红蛋白（HBO2）的吸收系数比HB大。

当作为光源的发光管和作为感受器的光电管位于手指或耳的两侧，入射光经过手指或耳廓，被血液及组织部分吸收。这些被吸收的光强度除博动性动脉血的光吸收因动脉压力波的变化而变化外，其他组织成分吸收的光强度（DC）都不会随时间改变，并保持相对稳定。而博动性产生的光路增大和HBO2增多使光吸收增加，形成光吸收波（AC）。

光电感应器测得博动时光强较小，两次博动间光强较大，减少值即搏动性动脉血所吸收的光强度。这样可计算出两个波长的光吸收比率（R）。

$$R = AC660/DC660 \div (AC940/DC940)$$

R与SaO2呈负相关，根据正常志愿者数据建立起的标准曲线换算可得病人血氧饱和度。

2. 影响因素

下列因素影响血氧饱和度的精确测量。

（1）不正确的位置可能导致不正确的结果。光线发射器和光电检测器彼此直接相对，如果位置正确，发射器发出的光线将全部穿过人体组织。传感器离人体组织太近或太远，分别会导致测量结果过大或过小。

（2）测量需要脉动。当脉动降低到一定极限，就无法进行测量。这种状态有可能在下列情况下发生：休克、体温过低、服用作用于血管的药物、充气的血压袖带以及其他任何削弱组织灌注的情况。

相反地，某些情况下静脉血也会产生脉动，例如静脉阻塞或其他一些心脏因素。在这些情况下，由于脉动信号中包含静脉血的因素，结果会比较低。

（3）光线干扰会影响测量的精度。脉动测氧法假定只检测两种光线吸收器：HbO2和Hb，但是血液中存在的一些其他因素也可能具有相似的吸收特性，会导致

测量的结果偏低，如碳合血红蛋白 HbCO、高铁血红蛋白以及临床上使用的几种染料。

周围光线带来的干扰可以通过将指套用不透明的材料密封来排除。

其他影响光线穿透组织的因素，如指甲光泽会影响测量的精度。

(4) 人为的移动也可能干扰测量的精度。因为它与脉动具有相同的频率范围。

七、呼吸末二氧化碳 CO_2

监测呼吸末二氧化碳浓度（$F_{ET}CO_2$）或分压（$P_{ET}CO_2$），不仅可监测通气而且能反映肺血流，具有无创及连续监测的优点，从而减少血气分析的次数。

1. 测量原理

人体组织细胞代谢产生 CO_2，经毛细血管和静脉运送到肺，呼气时排出体外，体内 CO_2 的产量和肺泡通气量决定肺泡内 CO_2 分压。因 CO_2 能吸收 $4.3\mu m$ 红外线，用红外线透照测试气样后，光电换能元件能探测到红外线的衰减程度，所获取信号与参比气信号比较，经电子系统放大处理后就能用数字和图形显示 CO_2 浓度。观察 $P_{ET}CO_2$ 波形变化能及时发现机械通气时的接头脱落、回路漏气、导管扭曲、气道阻塞、活瓣失灵以及其他机械故障。$P_{ET}CO_2$ 波形还能有助于了解肺泡无效腔量和肺血流量的变化，严重休克、肺梗塞或心搏停止时，因肺血流明显减少或停止，$P_{ET}CO_2$ 迅速低至零，CO_2 波形消失。

2. 影响因素

影响 CO_2 呼吸气体测量精度的因素主要有以下几个。

(1) 病人呼吸的温度。

(2) 病人呼吸过程中水蒸气的含量。

(3) 测量点的大气压。

(4) 其他气体，最显著的是空气中的 N_2O 和 O_2。

八、体　温

一般监护仪提供一道体温，功能高档的仪器可提供双道体温。体温探头的类型也分为体表探头和体腔探头，分别用来监护体表和腔内体温。

1. 测量原理

监护仪中的体温测量一般都采用负温度系数的热敏电阻作为温度传感器。检测电路的输入端采用电平衡桥，随着体温的不同变化，电平衡桥失去平衡，平衡桥的输出端就有电压输出，根据平衡桥输出电压的高低，即可换算出温度指数，从而实现体温的检测。

测量时，操作人员可以根据需要将体温探头安放于病人身体的任何部位，由于人体不同部位具有不同的温度，此时监护仪所测的温度值，就是病人身体上要放探头部位的温度值，该温度可能与口腔或腋下的温度值不同。在进行体温测量时，病人身体被测部位与探头中的传感器存在一个热平衡问题，即在刚开始放探头时，由于传感器还没有完全与人体温度达到平衡，所以此时显示的温度并不是该部位真实温度，必须经过一段时间达到热平衡后，才能真正反映实际温度。在进行体表体温测量时，要注意保持传感器与体表的可靠接触，如传感器与皮肤间有间隙，则可能造成测量值偏低。

2. 影响因素

体温计应该能够提供快速、准确、可靠的体温测量，影响体温测量的因素包括以下几个。

（1）刻度的频率和准确性。

（2）适当的参考标准用来对体温计进行校准。

（3）测量的解剖部位的选择。

（4）环境因素。

（5）病人的活动和移动。

九、心输出量

心输出量是衡量心功能的重要指标，在某些病理条件下，心输出量降低，使肌体营养供应不足。心输出量是心脏每分钟射出的血量，它的测定是通过某一方式将一定量的指示剂注射到血液中，经过在血液中的扩散，测定指示剂的变化来计算心输出量的。监护中，常用 Fick 法和热稀释法。

1. Fick 法

在开放血液循环中，以氧作为指示剂，由于肺毛细管与肺泡之间的氧交换量与肺血流量成正比，因此可以通过测量肺动脉和肺静脉的氧浓度测量心输出量。

$$Q=\frac{\mathrm{d}V/\mathrm{d}t}{C\mathrm{a}-C\mathrm{v}}$$

$\mathrm{d}V/\mathrm{d}t$ 是肺氧消耗量，它等于吸入气氧含量与呼出气氧含量之差，用肺活量计测定，Ca 用动脉心导管测定。Fick 法测量精度高，是心输出量测定标准方法。

2. 热稀释法

热稀释采用冷生理盐水作为指示剂，具有热敏电阻的 Swan－Ganz 漂浮导管作为心导管。热敏电阻置于肺动脉，向右心房注入冷生理盐水。心输出量可由 Stewart－Hamilton 方程确定：

$$\mathrm{Q}=\frac{1.08\,b_0\,C_{\mathrm{T}}\,V_{\mathrm{i}}\,(T_{\mathrm{b}}-T_{\mathrm{i}})}{\int_0^{\infty}\Delta T_{\mathrm{b}}\,\mathrm{d}t}$$

1.08 是由注入冷生理盐水和血液比热及密度有关的常数，b_0 是单位换算系数，C_T 是相关系数，V_i 和 T_i 是冷生理盐水的注入量和温度，T_b 和 ΔT_b 是血液温度和变化量。冷生理盐水可以用 0℃～4℃的冰水液，也可用 19℃～25℃的室温液。Swan－Ganz 导管可在床边进行测量，在 ICU、CCU 和手术后监护已成为常规测量方法。

3. 影响因素

影响心输出量准确测量有以下因素。

（1）生理条件。心率和心律的变化、心脏畸形以及病人的焦虑或移动都会造成测量的错误。

（2）导管条件。损坏或者位置不正确的导管、过早地对气囊充气会导致测量的错误。

（3）注射因素。不准确的时间、体积、溶液温度以及不正确的导管端口的使用也会造成测量的误差。

十、脉　　搏

脉搏是动脉血管随心脏舒缩而周期性搏动的现象，脉博包含血管内压、容积、位移和管壁张力等多种物理量的变化。脉搏的测量有几种方法，一是从心电信号中提取；二是从测量血压时压力传感器测到的波动来计算脉率；三是光电容积法。我们重点介绍光电容积法测量脉搏。

1. 测量原理

光电容积法测量脉搏如图 4－3 所示。此法是监护测量中最普遍的，传感器由光源和光电变换器两部分组成，它夹在病人指尖或耳廓上，如图 4－3（a）所示。光源选择对动脉血中氧合血红蛋白有选择性的一定波长的光，最好用发光二极管，其光谱在 $6\times10^{-7}\sim7\times10^{-7}$m。这束光透过人体外周血管，当动脉搏动充血容积变化时，改变了这束光的透光率，由光电变换器接收经组织透射或反射的光，转变为电信号送放大器放大和输出，由此反映动脉血管的容积变化。

脉搏是随心脏的搏动而周期性变化的信号，动脉血管容积也周期性地变化，光电变换器的电信号变化周期就是脉搏率。

第三节　HP Ml205A Viridia 26/24 系列多参数监护仪

HP Viridia 26/24 系列多参数监护仪是一种灵活性非常高的插件式病人监护系统，基于各种参数插件，用户能够根据需要定制监护仪的配置。

HP Viridia 26/24 系列监护仪设计用于医院重症监护室及转移状态下的病人监

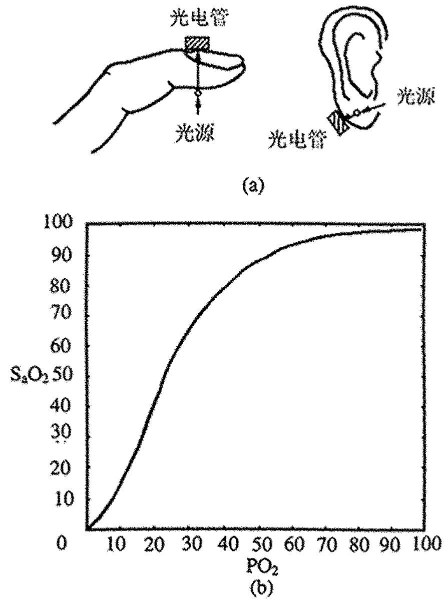


图 4-3　光电容积法测量脉搏

护。用做床边机时，监护仪通常安装在墙上，配备具有 6~8 个插槽的内置辅助支架，用于安装各种插件。还能够安装在桌子上和移动的架子上，作为移动的监护仪时，直接在主机上安装一个 6 槽的支架。Viridia 26/24 系列监护仪支持与 Viridia 监护网络（SDN）的网络连接，Viridia24 和 24C 可以使用当地的交流电源，Viridia 24CT 既可以由内置的可充电电池供电，也可由交流电源供电。

一、HP Viridia 26/24 系列多参数监护仪的功能

HP Viridia 26/24 系列多参数监护仪具有以下功能。

（1）Viridia 24 监护仪主机配有单色显示器，Viridia 24C/24CT/26C/26CT 监护仪主机配有彩色显示器，最多能显示 4 个波形。

（2）Viridia26/24 有两种支架选配件供用户选择，分别是 8 槽和 6 槽支架。标准的 8 槽支架通过前端电缆连接到监护仪上，支架上最多可以安装 8 个标准的单宽度 Viridia CMS 模块。6 槽支架配备有一个标准的前端连接器连接到 Viridia 26/24 系列或其他 Viridia CMS 型号，Viridia Model 26CT/24CT 允许将 6 槽支架直接安装在监护仪主机上。

（3）HP Viridia 26/24 系列多参数监护仪可以使用的插件有 ECG 模块、ECG/RESP 模块、压力模块、带模拟压力输出的模块、成人 NBP 模块、通用 NBP 模块、心输出量模块、旁流 CO2 模块、CO2 模块、tcpO2/tcpCO2 模块、spO2 模块、血气模

块、体温模块、网络连接模块、热阵记录器模块以及麻醉气体模块等，所有的参数模块与 HP Viridia CMS 和 HP OmniCare 插件传输系统（除了 FiO_2、SvO_2 和 EEG）通用。

（4）Viridia Model 24CT/26CT 监护仪可选配电池操作。

（5）单端逆流 HP Viridia 监护网络（SDN）连接器允许在 HP Viridia 病人监护系统之间进行网络连接。利用网络连接 Viridia 26/24 系列监护仪能够访问网络上其他病人监护仪床边机的波形、数字以及警报，还允许将 HP Viridia 26/24 连接到 HP OmniCare 中央工作站、HP Viridia 信息中心以及扩展的 HP 心律失常分析系统。

（6）Viridia 26/24 系列监护仪的特色是病人数据管理。能够连续存储 24 小时的病人相关参数信息，同时具有以下多种功能。

●管理病人信息。

●以图形或表格形式观察病人数据。

●通过本地的打印机或 HP 中心站的打印机打印病人信息报告。

●通过数据转移模块在 Viridia 26/24 系列和 Viridia CMS/CTS 之间转移数据，病人数据管理软件能够提供 24 小时病人相关参数信息的存储。

（7）安装有 ST 段分析软件，ST 段分析软件能够测量病人三个导联 ECG 信号的 ST 段升高或降低，ST 段测量以数字形式显示在面板上，在数据管理中以表格显示其数值或以图形形式显示其趋势。

（8）安装 oxyCRG 显示软件，oxyCRG 同时显示 3 个波形：瞬时心率（btbHR）、压缩呼吸率和氧化参数趋势（SpO_2 ortcpO_2），每个波形显示 6 分钟的时间间隔，允许用户比较相关的生理和病理过程的模式，检测新生儿的呼吸状况。

（9）当通过网络连接到下列 HP 心律失常监护系统时，Viridia 26/24 系列会提供所有的心律失常状态信息、延时注释的波形以及所有心律失常。数据管理功能。

●HP 78504/508 with HP 78720

●HP 78560A with arrhythmia option

●HP M2340A

●HP M2350A

●HP M2360A

●HP M3150A/M3153A

（10）前面贴有“T”标签的内置模块能够从一个支架转移到另一个支架（或从一个 HPViridia 系统到另一个 Viridia 系统），同时保持其参数设置不变，甚至可以将整个支架拆下来安装在另一台监护仪上而不会丢失参数设置。这个功能允许简单快速的转换，称为参数设置转移。

（11）警报。当参数越过警报限以后，以三种方式发出警报：声音（根据严重程度分级）、信息（根据严重程度进行彩色编码）、参数值闪烁，所有警报信息同时传递到 HP Viridia 病人监护系统。

（12）麻醉气体监护。选配件 M1026A 麻醉气体监护模块提供一个非扩散的红外线测量呼吸和麻醉气体的功能，其主要是测量麻醉场合中通气病人吸气过程中气道中的气体，维持麻醉，处理麻醉中的紧急情况。

（13）药物计算。药物计算器允许用户对于在床边选定的药物计算各种药物灌注变量，包含 16 种预先配制的药物及 8 种任意剂量的格式，能够显示并打印滴定表。

二、HP Viridia 26/24 多参数监护仪主要的模块

HP Viridia 26/24 多参数监护仪使用与 HP Viridia CMS 和 HP OmniCare 插件传输系统通用的插件模块，可以使用 16 种插件模块监护和记录不同的参数以及进行网络连接。下面介绍主要插件模块的测量原理。

1.ECG 模块（M1001HIB）

两个 HP 的内置模块能够测量 ECG 信号，分别是 ECG 模块（M1001A/B）和 ECG/RESP 模块（M1002A/B），M1001A/B 心电模块是三通道的心电图测量模块，设计用于重症护理环境下成人、新生儿以及儿童的检测。M1002A/B ECG/RESP 模块除了拥有与心电模块相同的检测心电信号的功能以外，还增加了呼吸检测功能。这部分我们主要介绍 M1001HIB。

心电模块不但能够检测三道连续实时的病人 ECG 波形，还能够产生平均心率，这个平均心率来自于心电信号或者一个远程的用于心律不齐分析的计算机。

（1）组成。ECG 模块（M1001A/B）主要由以下几个部分组成。

●输入保护电路和 ESU 滤波器。主要功能是保护输入放大器不受除颤脉冲的破坏，过滤高频干扰信号。

●导联选择开关。选择通道 1 和 2 的导联，对于 EASI 体系还要选择通道 3。

●右腿驱动电路。将来自电源的 50/60Hz 干扰降到最小。

●高通和低通滤波器。允许对每一通道诊断、监护和滤波器带宽进行独立选择。

●测试信号。为每一个通道产生一个定标电压用以测试模块的电路。

●起搏脉冲检测。检测通道 1 和 2 的起搏脉冲。

（2）工作原理。ECG 模块（M1001A/B）原理方框图如图 4－4 所示，随着心电信号从人体传递到监护仪，它们要经过对应于模块四个逻辑部分的阶段，模块相关的故障通常能够被隔离到四个阶段之一。

●信号通过输入插头连接到病人电极和导联线来接收信号。

●输入保护网络和 ESU 滤波器排除了外部信号。

●信号通过两个电路进行处理。心电应用专用集成电路 ECG ASIC 和起搏脉冲检测器 PPD ASIC。在这一部分，来自于导联线的模拟信号被选择、放大、滤波，然

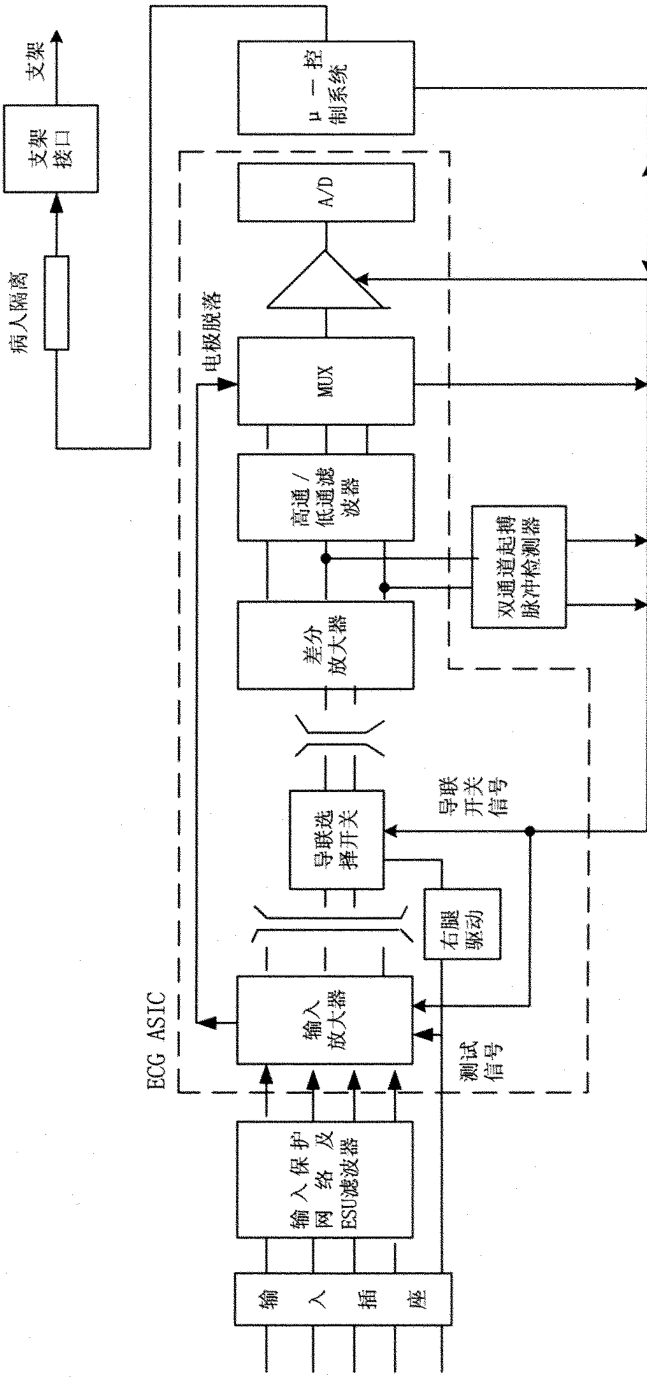


图 4－4　ECG **模块**（M10001A/B）**原理方框图**

后转换成数字信号。在这个过程中，每一个输入放大器的输出都要进行电极脱落检查，以确定松脱的电极。通道 1 和通道 2 的导联使用相同的导联选择电路来选择，通道 3 一般用来记录胸导联，这三个通道的信号被送入差分放大器。

为了防止交流电源带来的 50/60 Hz 的干扰，导联选择器后面的共模信号用来驱动右腿驱动放大器，放大器的输出通过右腿电极反馈到人体。PPD 电路检查通道 1 和 2 确定是否有心脏起搏器的起搏脉冲用以显示和心律抑制。高频和低频滤波器允许对各通道的诊断、监护或滤波频带进行独立选择。

为了定标，每一个通道在滤波电路之前会产生一个 1 mV 定标信号，根据用户要求对整个模块进行检查（从前置放大器前端开始）。这个检查过程就是将病人导联关闭，所有通道均选择导联 V，然后输入测试信号。

●微处理器通过一个前端连接器连接到病人隔离器及控制台，通过控制线将控制信号和脉冲检测信号从监护仪传递到模块部件。它还负责从心脏信号中提取需要的生理特征并将其传输到监护仪。模块工作时需要的所有电压由内部电源提供，内部电源通过控制台接口接收 78MHz、60V 的 DC 电压。

●在记录 EASl 12 导联的心电图时，处理的信号来自标准 12 导联中的任意三个。

（3）特征。ECG 模块（M1001A/B）具有以下特征。

●波形。波形的大小可以自动或手动调节，四种配置的设置选项可以控制波形的大小和位置。ECG 波形设置见表 4－3 所列。

表 4－3　　ECG 波形设置

设　　置	描　　述
自动调整	波形尺寸自动调整到适合于通道内部大小，波形位置进行最优化处理以便于波形的中间部分占据通道的中间位置，除非 ST 段监护开关选通。
自动尺寸	波形尺寸自动调整到适合于通道内部大小，该设置调整波形的幅度，但不调整其偏移。
增益 ×1	波形幅度放大 1000 倍
增益 ×2	波形幅度放大 2000 倍

●QRS 检测。由于 QRS 复合波是 ECG 波形中最突出的部分，因此临床医生通常用它来确定最强的 ECG 信号。QRS 复合波检测可以通过自动或手动方式进行，在自动方式下，QRS 复合波检测自动进行，在手动方式下，QRS 检测电平在屏幕上为一条横穿 ECG 波形的水平线。

●起搏/非起搏方式。在非起搏方式下，没有起搏脉冲因此也没有脉冲抑制电路工作，在起搏方式下，起搏脉冲在屏幕上伴随着一个很小的突起波。

●ST 段分析。ST 段分析是一个可选的功能，ST 段检测最多可以在三个通道上进行，对病人心电波形的三个导联进行检测。检测在标准屏幕上以数字形式显示，

在 ST 段分析任务窗口中以图形方式显示，作为病人危重标记和趋势图的一部分，在床边机上与参考心跳一起记录，在中央监护仪或记录器上没有心跳记录。

最多可以对 242 个实时算法的输出进行图示、存储、调阅，每一个算法有三个通道的数据。当监护仪断电三个小时以上，经过放电过程以后所有存储的波形会被清除，或者当监护模式被复位以后数据也会被清除。

●安全。为了保证病人的安全，病人接触的部分通过光电隔离器及变压器与大地隔离，这个模块采用塑料封装。

2.ECG/RESP 模块（M1002A）

ECG/RESP（M1002A）模块是一个三通道心电图和呼吸测量模块，设计用于 ICU 环境中的成人、新生儿以及儿童。该模块具有与 M1001A 相同的心电图测量功能，增加了呼吸图功能。

ECG/RESP 模块记录心脏和呼吸肌电活动的实时连续的波形，还能够产生从 ECG 信号或远程心律不齐分析计算机得到的平均心率（HR）的数值，以及呼吸率（RR）的数值。

（1）组成。

ECG/RESP 模块（M1002A）的 ECG 部分与 ECG 模块（M1001A/B）相同，其呼吸检测部分由以下几个部分组成。

●输入保护电路和 ESU 滤波器。主要功能是保护输入放大器不受除颤脉冲的破勾，过滤高频干扰信号。

●测量电桥。检测 RA 和 LL 的心电信号并用 39kHz 的载波信号对其进行调制，产生定标和测试信号。

●同步解调器。解调输入放大器输出的信号。

●阻抗减法器和 D/A 转换器。从信号中减掉基础的胸阻抗，经处理后的信号转换成为数字信号。

（2）工作原理。ECG/RESP 模块（M1002A）的原理方框图如图 4－5 所示。

随着心电信号 ECG 和呼吸信号 RESP 从人体传递到监护仪，它们要经过对应于模块四个逻辑部分的阶段，模块相关的故障能够被隔离到四个阶段之一。

●信号通过输入插头连接到病人电极和导联线来接收信号。

●输入保护网络和 ESU 滤波器排除了外部信号。

●信号通过两个电路进行处理。心电应用专用集成电路 ECG ASIC 和起搏脉冲检测器 PPD ASIC。在这一部分，来自于导联线的模拟信号被选择、放大、滤波，然后转换成数字信号。在这个过程中，每一个输入放大器的输出都要进行电极脱落检查，以确定松脱的电极。通道 1 和通道 2 的导联使用相同的导联选择电路来选择，通道 3 一般用来记录胸导联，这三个通道的信号被送入差分放大器。

为了防止交流电源带来的 50/60Hz 的干扰，导联选择器后面的共模信号用来驱动右腿驱动放大器，放大器的输出通过右腿电极反馈到人体。PPD 电路检查通道 1

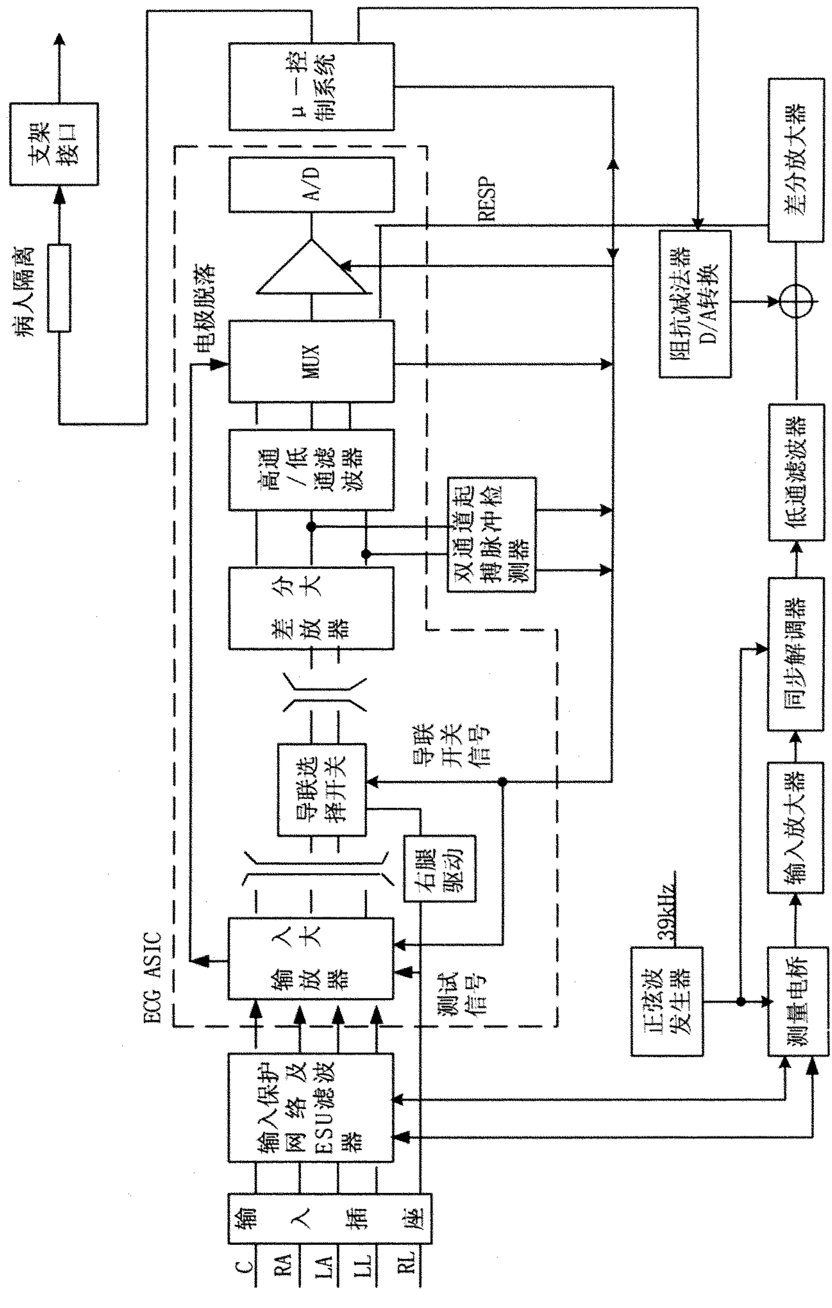


图 4－5　ECG/RESP 模块（M1002A）原理方框图

和 2 确定是否有心脏起搏器的起搏脉冲用以显示和心律抑制。高频和低频滤波器允许对各通道的诊断、监护或滤波频带进行独立选择。

为了定标，每一个通道在滤波电路之前会产生一个 1 mV 定标信号，根据用户

要求对整个模块进行检查（从前置放大器前端开始）。这个检查过程就是将病人导联关闭，所有通道均选择导联 V，然后输入测试信号。

RESP 的测量电桥由 39kHHz 的正弦波驱动，检测和激励来自于输入保护网络之后的 RA 和 LL 的心电信号，调制的输出通过差分放大器放大，然后通过同步的解调器解调，输入低通滤波器。阻抗减法器减去基本的胸腔阻抗得到呼吸波信号，呼吸信号与 ECG 信号多路复用进行放大，然后转换成为数字信号供微处理器使用。

为了定标和测试，电桥电路能够产生一个 1Ω 的测试信号。

●微处理器通过一个前端连接器连接到病人隔离器及控制台，通过控制线将控制信号和脉冲检测信号从监护仪传递到模块部件。它还负责从心脏信号中提取需要的生理特征并将其传输到监护仪。模块工作时需要的所有电压由内部电源提供，内部电源通过控制台接口接收 78MHz、60V 的 DC 电压。

（3）特征。ECG/RESP 模块（M1002A）具有以下特征。

●ECG 模式。在自动模式下，QRS 复合波检测自动进行，在手动模式下，ARS 检测表现为屏幕上横穿 ECG 波形的一个水平直线，使用户能够准确地知道引起心率计数器计数的原因。

在非起搏方式下，没有起搏脉冲因此也没有脉冲抑制电路工作，在起搏方式下，起搏脉冲在屏幕上伴随着一个很小的突起波。

●ST 段分析。ST 段分析是一个可选的功能，ST 段检测最多可以在三个通道上进行，对病人心电波形的三个导联进行检测。检测在标准屏幕上以数字形式显示，在 ST 段分析任务窗口中以图形化方式显示，作为病人危重标记和趋势图的一部分，在床边机上与参考心跳一起记录，在中央监护仪或记录器上没有心跳记录。

最多可以对 242 个实时算法的输出进行图示、存储、调阅，每一个算法有三个通道的数据。当监护仪断电三个小时以上，经过放电过程以后所有存储的波形会被清除，或者当监护模式被复位以后数据也会被清除。

●RESP 模式。在自动模式下，监护仪自动测量呼吸，并根据波形高度、人工心脏的存在以及有效呼吸的丧失自动调整检测电子。在手动方式下，用户设置呼吸测量的检测电平。

●安全。为了保证病人的安全，病人接触的部分通过光电隔离器及变压器与大地隔离，这个模块采用塑料封装。

3. 无创血压 NBP 模块

M1008A 和 M1008B 模块是 HP 病人监护设备用来测量无创血压的模块。M1008A 模块设计用于手术室和 ICU 环境中成人或儿童的 NBP 测量。M1008A 和 M1008B 模块不能同时用于一台病人监护设备。

这些模块能够得到收缩压、舒张压以及平均压的数值，不能得到血压的波形。

具体测量方法有三种。

●手动。对每一个要求，对收缩压、舒张压以及平均压中的一个进行测量。

●自动。在用户设定的时间间隔内对以上三种血压进行重复测量。

●Stat。三种血压的测量迅速完成，经过五分钟的间隔后重复进行。这种方法采用了更快的测量过程，但结果精度不高。

静脉穿刺不是测量模式，而是将袖带充气膨胀并保持在一个预设的压力，帮助用户寻找静脉进行穿刺。经过一个固定的时间后袖带自动放气，或者用户可以手动放气。

（1）组成。NBP 模块主要由以下几个部分组成。

●压力泵。根据采用的方法一次或重复地对袖带充气至预设值。

●压力传感器。测量袖带和动脉的压力。

●过压安全系统。到达给定的压力值或时间阈时触发报警，并将袖带放气。

●带通滤波器。从袖带压力信号中提取动脉压力振荡信号。

●放气系统。按设定的步长自动对袖带进行放气。

（2）工作原理。NBP 模块的原理方框图如图 4－6 所示。随着 NBP 信号从病人传递到监护仪，信号要流经方框图所示模块的逻辑部分对应的阶段，模块的故障一般能够被隔离到某一个阶段。

●病人的血压信号通过袖带中的压力传感器检测，这个压力传感器通过一根管子连接到 NBP 模块上。袖带由泵及放气系统控制进行充气和放气，安全系统由微处理器控制。

袖带充气。在初次对袖带进行充气时，袖带由压力泵充气到一个设定的压力值，这个压力值由测量模式决定。随后袖带由压力泵充气到比病人收缩压高的一个压力值。根据所用的测量方法，充气过程进行单次或重复多次。当袖带压力比收缩压高时，动脉阻塞，压力传感器仅仅能检测到袖带压力。

袖带放气。袖带压力通过放气系统以 8mmHg 的阶梯自动放气直至动脉部分阻塞。在这一点，由于袖带压力逐渐减小，开始并持续进行动脉压力振动的检测与处理。

●检测。动脉压力振动信号检测到以后，在模块电路中它们被叠加到袖带压力。然后通过带通滤波器提取出来动脉压信号送到微处理器进行测量。

●测量。随着袖带放气，振动的幅度作为袖带压力的函数逐渐增加直至达到平均动脉压。当袖带压力低于平均动脉压以后，振动的幅度开始降低。

收缩压和舒张压使用外推法从振动信号中推导出来，得到的是经验值。外推过程采用了信号在最大值两侧的衰减率，有创血压测量也可用做参考与无创血压进行关联。

（3）特征。是 NBP 模式。M1008A 模块提供了成人及儿童模式，M1008B 模块提供了成人、儿童及新生儿模式。

4. 心输出量（C.O.）模块

M1012C.O. 模块是心输出量测量单元，设计用于 ICU 或手术室中的成年病人，

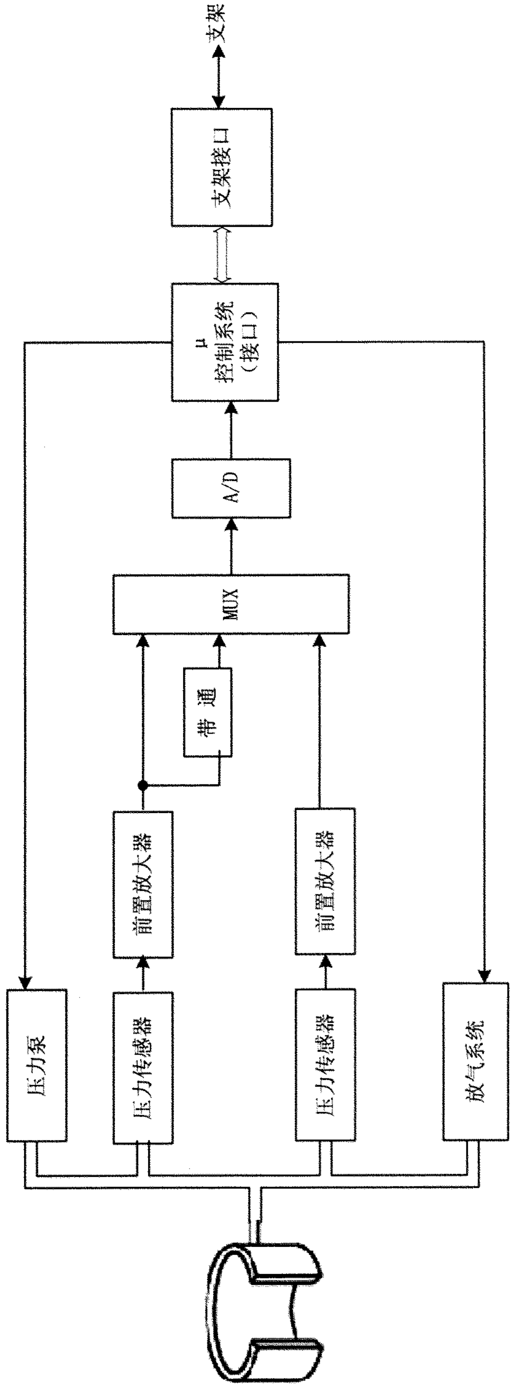


图 4－6　NBP 模块原理方框图

采用的测量方法是热稀释法。C.O. 模块能够得到热稀释法曲线以及心输出量、心脏指数、血液温度、注射指示剂温度的数值。

（1）组成。心输出量（C.O.）模块由以下几个部分组成。

●参考开关矩阵。使用参考电阻对测量进行校准。

●差分放大器。放大参考开关矩阵输出的信号。

●双积分的 A/D 变换器。将来自于血液和注射通道的模拟信号转换为数字信号。

（2）工作原理。C.O. 模块（M1012A）的原理方框图如图 4－7 所示。模块有两个分离的电路用来测量血液和指示剂的温度，信号按以下路径流过模块。

●血液通道。导管末梢的温度传感器 Tblood 连接到一个参考开关阵列与参考电阻持续进行比较，对测量进行连续定标。通过参考电阻和传感器电阻持续产生的电压在输入低通滤波器之前进行放大，经过滤波的信号通过多路复用器进入 A/D 转换。

●指示剂通道。径流或冷却室探头温度传感器 Tinjectate 连接到自身电路上的一个分离的参考开关阵列。该阵列将信号与血液电路上相同参考电阻进行比较，输出经过放大、滤波，然后与血液温度信号进行复用后再转换成数字信号送往微处理器。

首先对血液温度进行补偿然后进行 D/A 转换得到心输出量测量。差分信号通过高增益可变放大器进行放大，这样能够提高热稀释曲线的灵敏度。

连续的定标、线性化、控制以及温度转换由软件控制进行。

（3）特征。C.O. 模块采用标准的 12 针连接器连接导管、热敏电阻以及 start/stop 开关。

为了保证病人安全，与病人连接的部分通过光电耦合器和变压器与大地隔离，模块采用塑料封装。

5. 动脉血氧饱和度和体积描记（SpO_2/PLETH）模块

M1020A SpO_2/PLETH 模块是脉动、动脉血氧饱和度以及体积描记测量单元。模块能够产生动脉血氧饱和度和脉动率的数值以及实时的体积描记波形，还能为脉动动脉血流提供灌注指示剂的体积。

（1）组成。M1020A SpO_2/PLETH 模块主要由以下几个模块组成。

●输入保护电路。保护模块不受除颤脉冲的破坏

●电流—电压转换器。转换光敏二极管的电流，并滤除 ESU 干扰。

●环境光线抑制电路。消除信号中的环境光干扰。

●越限检测器。检测由于较强的环境光及较高的 LED 电流引起的过载电压。

●暗光消除器。消除红光和红外光电压中的暗光电压。

●A/D 变换器。将信号转换为数字信号以便于处理。

（2）工作原理

SpO_2/PLETH 模块（M1020A）的原理方框图如图 4－8 所示。

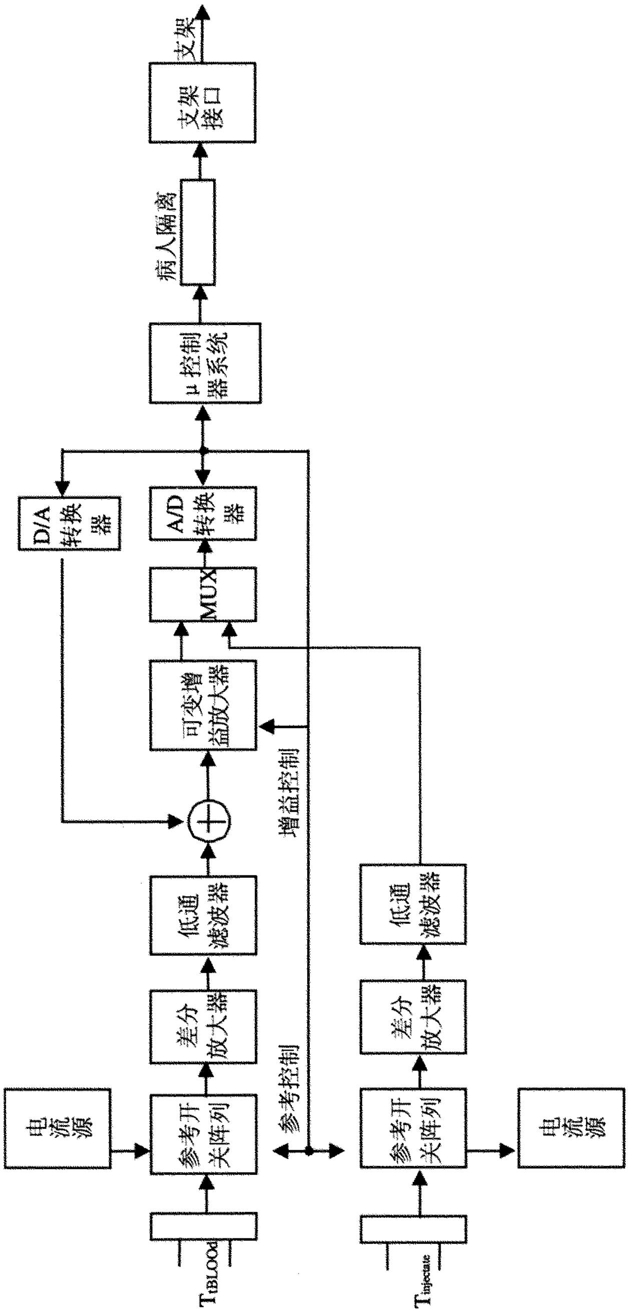


图 4－7　C．O．模块（M1012A）原理方框图

信号处理流程如下。

●光线发射。传感器中的两个发光二极管 LED 产生红光和红外光穿过灌注良好的手指或脚趾毛细血管床。

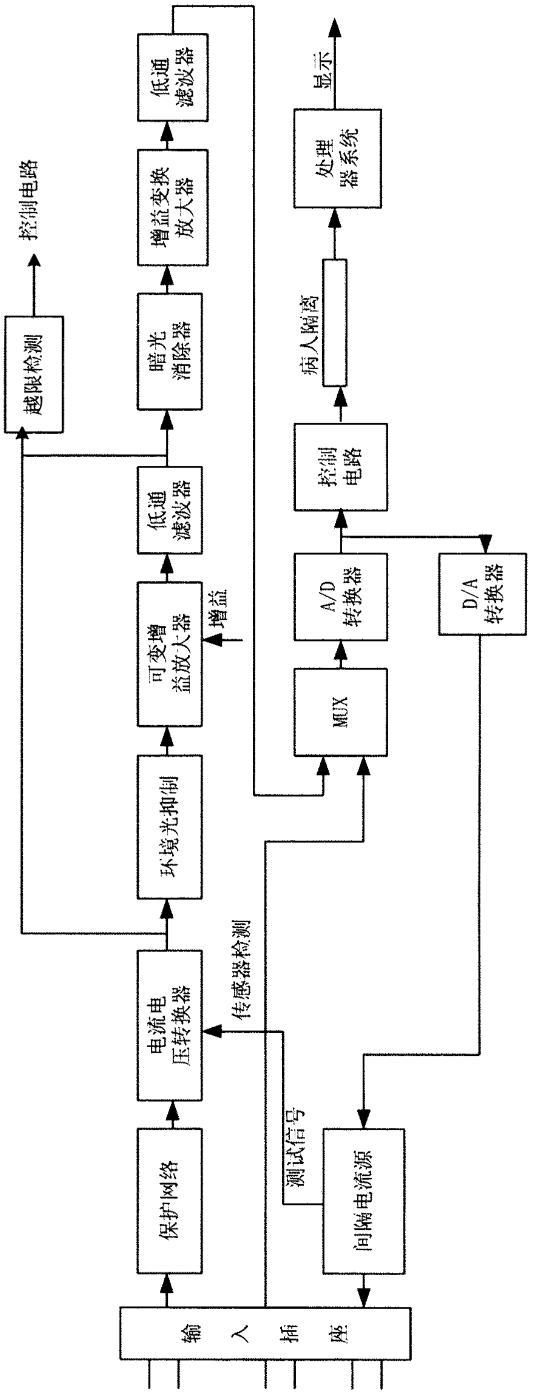


图 4－8　SpO_2/PLETH **模块（**M1020A**）的原理方框图**

LED **由软件控制，通过** 375 Hz **的间隔电流驱动。传感器检测电路检测是否接有传感器以及所接的传感器的类型。为了使脉冲序列的幅度达到最优，间隔电流由** D/

A 转换器独立控制，通过关掉传感器信号能够在输入级加上一个测试信号。

一个光电二极管正对着发光二极管用于检测穿过组织的光线的数量，并产生一个电流表示检测到的每一个波长的光线强度。这个电流由一个直流部分和一个小的交流信号调制组成，直流信号代表周围环境光线，交流信号来自于脉动的血流。电流通过输入保护网络以后转换成电压信号。

●超范围检测。超范围检测器检测由于周围环境光线的电流太大引起的超负荷的输入电压，还能够检测传感器光源超负荷引起的脉动信号。

●环境光抑制。环境光通过高通滤波器消除。信号幅度通过可变放大器进行优化，然后送到低通滤波器，在低通滤波器处，较暗的光代表环境光电流从红光中消除。高通和低通滤波器作为解调器使用。最后对有红光、红外光以及体积描记电压组成的脉冲序列进行放大、多路复用以及数字化。

●信号处理。微处理器能够从数字信号中获取血氧饱和度的值以及体积描记的波形图进行显示。如果有相应的配置还能够得到 PLETH 信号的值。

（3）特征。SPO_2/PLETH 模块具有以下特征。

●插口。采用标准的 12 针连接器用于连接 SpO_2/PLETH 传感器。

●安全。为了保证病人安全，与病人连接的部分通过光电耦合器和变压器与大地隔离，

模块采用塑料封装。

●PLETH 波形。波形能够配置成上列两种模式之一：灌注模式或 SpO_2 SQI 模式。这些设置控制 PLETH 波形的方式以便于对屏幕上的显示进行调整。

如果配置成灌注模式，灌注指示器以选定的波形方式进行显示，还能够提供有关动脉血液灌注的额外信息。它是两种不同的光吸收值的比值：一个随时间变化，另一个是常数。灌注指示器与传感器检测的血流灌注数量直接相关。

●SpO_2 SQI 模式。这种模式是制造上的缺陷。它自动连续调整波形尺寸，波形尺寸代表 SpO_2 测量信号的质量。本模式不允许对波形进行手工调整。如果信号质量变得较差，波形也会很小，灌注指示器读数会降低到 1 以下。如果信号减弱到可以接受的水平以下，波形就会变成一个平台，仪器发出 INOP 警报。微弱的信号可能由传感器一侧较差的灌注或传感器本身引起，而与低血氧饱和度无关。

●灌注模式。不仅能够自动调整波形，还允许用户手动调整。在这种模式下，波形幅度与 SpO_2 信号质量无关。

6. 体温（TEMP）模块

M1029A 体温模块是体温测量参数单元，设计用于 ICU 或手术室中的成人、儿童及新生儿。体温模块能够得到体温的摄氏度数值，能够为不同测量点的体温读数选择不同的标签。

（1）组成。M1029A 体温模块主要由以下几个部分组成。

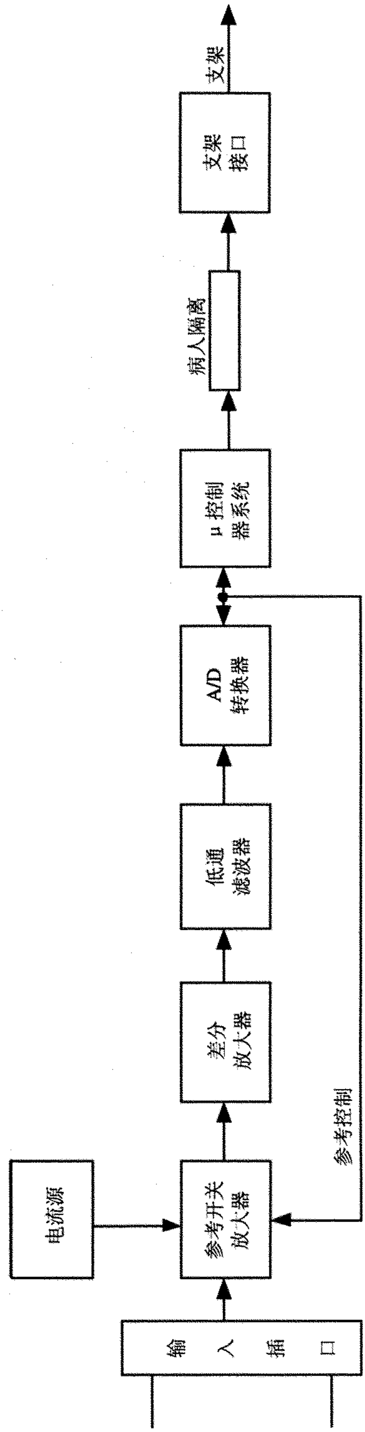


图 4－9　体温测量模块（M1029A）的原理框图

●参考开关矩阵。使用参考电阻对测量进行校准。

●差分放大器。放大参考开关矩阵输出的信号。

●双积分 A/D 变换器。将温度信号和热敏电阻校准信号数字化。

（2）工作原理。体温测量模块（M1029A）的方框图如图 4－9 所示。信号流程如下。

体温探头的热敏电阻连接到参考开关矩阵，参考开关矩阵将参考电阻的输入信号持续进行比较，对测量进行持续的校准。产生的电压经过参考电阻和探头电阻进行放大、滤波和数字化。持续的校准、线性化、控制和温度的转换由软件控制。

（3）特征。体温测量模块（M1029A）具有以下特征。

●连接器。标准的 12 针连接器用以连接标准的 217xx 系列体温探头和 218xx 系列一次性体温探头。

●安全。为了保证病人安全，与病人连接的部分通过光电耦合器和变压器与大地隔离，模块采用塑料封装。

7. 有创血压模块（M1006A）

血压模块（M1006A）是有创血压测量模块，设计用于 CCU 环境中的成人、儿童及新生儿。有创血压模块（M1006A）能够得到实时波形、脉博率以及收缩压、舒张压、平均血压值的数值。

（1）组成。有创血压模块（M1006A）由以下几个部分组成。

●输入保护电路。保护模块不受外部信号的破坏如除颤信号和电外科器械的信号。

●输入放大器。将信号送入微控制器之前对其进行放大。

●解调器。将放大器载波信号送入低通滤波器之前对其进行解调。

●零/校准测试。补偿输入压力的偏移，偏移补偿信号由 D/A 转换器产生，D/A 转换器还可以产生用于记录器校准的阶梯信号（CAL2）以及测试信号。

（2）工作原理。有创血压模块（M1006A）的原理方框图如图 4－10 所示。为了到达监护仪接口，电信号必须经过以下四个主要的部分。

●通过从传感器连接到病人导管的输入接头将病人身上的幅度调制信号接收进来。

●信号要通过输入保护网络以滤除外部的信号，这个网络提供了除颤脉冲保护功能。

然后这个信号和零补偿信号一起从输入保护网络送到输入放大器。

●从输入保护网络接收信号。传感器的灵敏度由 40μV/5μV 传感器灵敏度电路进行校正，然后传送到微控制器。输入放大器对于 40μV 或 5μV 灵敏度的增益由微控制器设定。

放大器载波信号在输入到低通滤波器之前进行同步解调，然后滤波器由可变放大器进行优化，最后送到 A/D 转换器转换为数字信号。

为了补偿输入压力的偏移（由传感器处的静力或大气压引起），A/D 转换器产

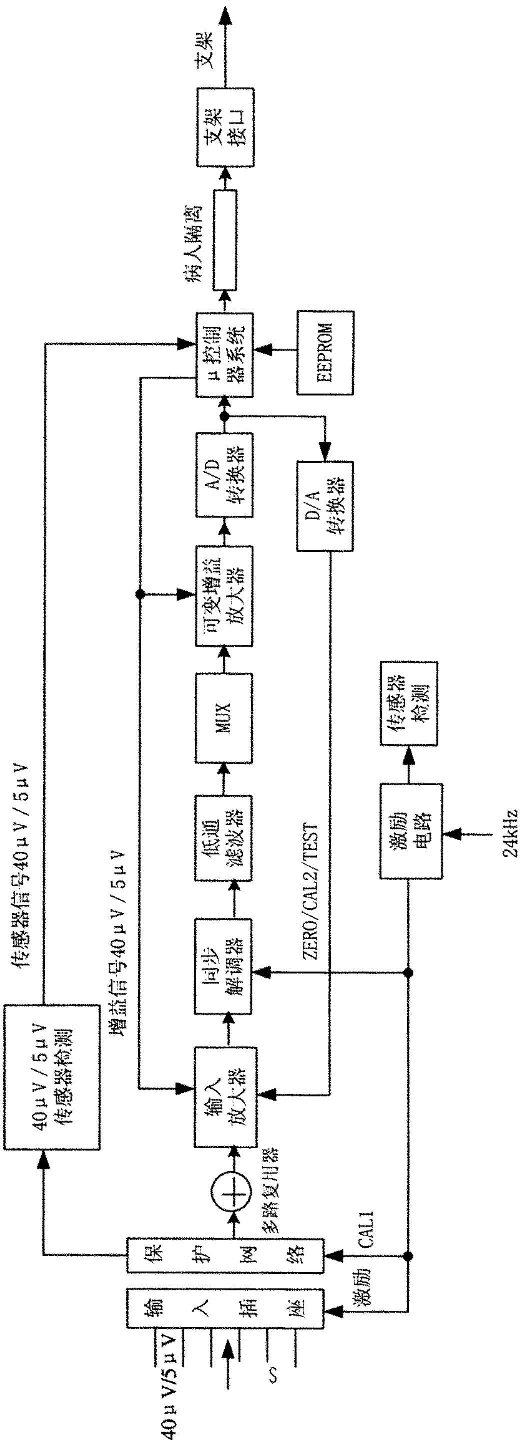


图 4－10　**有创血压模块**（M1006A）**的原理方框图**

生一个偏移补偿信号，偏移值存储在 EEPROM **中。**A/D **转换器还能够产生定标阶梯**

信号用于记录器校准和测试信号。校准信号和测试信号都是应用户要求产生的。

●信号通过病人隔离器传送支架接口最后送入接收支架。

（3）特征。有创血压模块（M1006A）具有以卜特征。

●连接器。使用标准的12针连接器连接压力传感器，传感器灵敏度为5μV（±10%）或40μV（±40%）。

●安全。为了保证病人安全，与病人连接的部分通过光电耦合器和变压器与大地隔离，模块采用塑料封装。

模块符合UL544，IED－601－1，CSA C22.2No.125.的要求，采用120V/60Hz.电源时病人漏电流小于10UA。

拥有Calss I级保护的隔离病人连接，CF级。

还有除颤器和电外科器械设备的保护装置。

8.有创血压模块（M1006A/选件#C01）

M1006A/选件#CO1是有创血压测量单元，设计用于CCU环境中的成人、儿童及新生儿，能够得到实时血压波形、脉博率以及收缩压、舒张压、平均血压值的数值。

模块提供一个模拟的压力输出信号用于动脉内球囊泵（LABP）。

（1）组成。M1006A/选件　C01由以下几个部分组成。

●输入保护电路。保护模块不受外部信号的破坏如除颤信号和电外科器械的信号。

●输入放大器。将信号送入微控制器之前对其进行放大。

●模拟输出插口。这个1/4英寸的电话插口包含三个终端：尖端、环和套轴，尖端提供模拟的压力输出信号，环和套轴接到模拟地。

●解调器。将放大器载波信号送入低通滤波器之前对其进行解调。

●零/校准测试。补偿输入压力的偏移，偏移补偿信号由D/A转换器产生，D/A转换器还可以产生用于记录器校准的阶梯信号（CAL2）以及测试信号。

（2）工作原理。PRESS M1006A/选件#C01的原理方框框图如图4－11所示。为了到达监护仪接口，电信号必须经过以下四个主要的部分。

●通过从5μV/V/mmHg传感器连接到病人导管的输入接头将病人身上的幅度调制信号接收进来。本模块只能使用5μV/V/mmHg的传感器。

●信号要通过输入保护网络以滤除外部的信号，这个网络提供了除颤脉冲保护功能。然后这个信号和零补偿信号一起从输入保护网络送到输入放大器。

●从输入保护网络接收信号。传感器的灵敏度由5μV传感器灵敏度电路进行校正，然后传送到微控制器。输入放大器对于5μV灵敏度的增益由微控制器设定。

放大器载波信号在输入到低通滤波器之前进行同步解调，然后滤波器由可变放大器进行优化，最后送到A/D转换器转换为数字信号。

为了补偿输入压力的偏移（由传感器处的静力或大气压引起），A/D转换器产

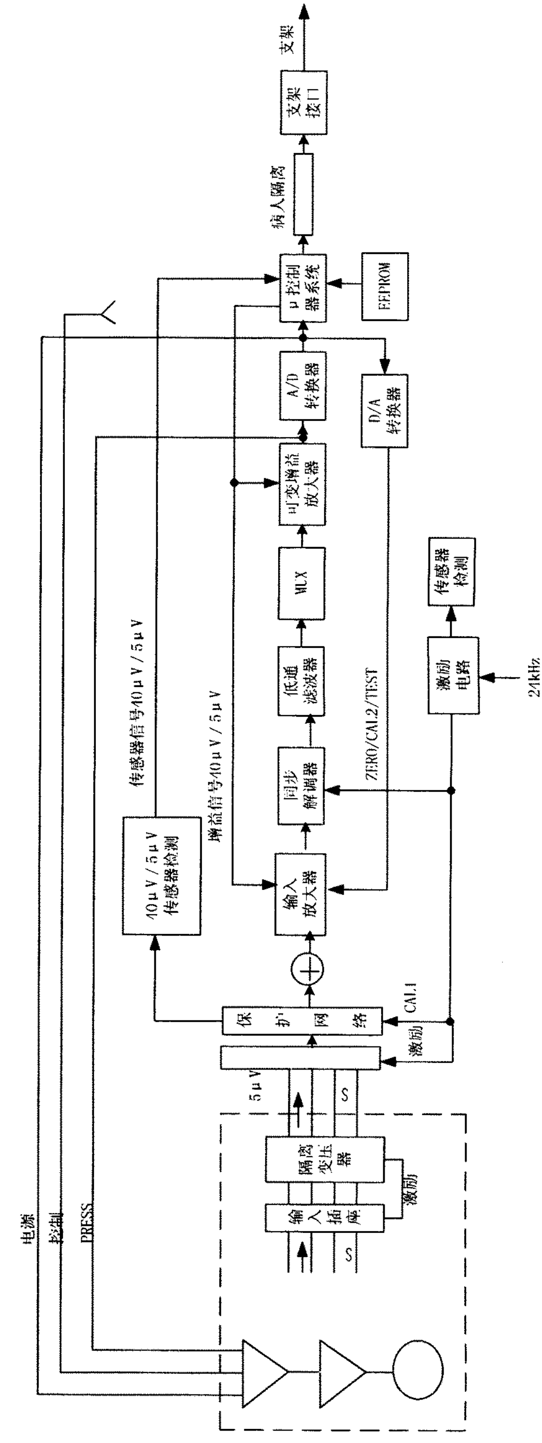


图 4－11　有创血压模块（M1006A）/选件 # C01 的原理方框图

生一个偏移补偿信号，偏移值存储在 EEPROM **中。**A/D **转换器还能够产生定标阶梯**

信号用于记录器校准和测试信号。校准信号和测试信号都是应用户要求产生的。

●后信号通过病人隔离器传送支架接口最后送入接收支架。

9. 有创血压模块（M1006B）

M1006B 模块是有创血压测量单元，设计用于 CCU 环境下成人、儿童及新生儿，具有与 M1006A 相同的功能，除了没有 40μV/V/mmHg 灵敏度。有创血压模块（M1006B）能够得到实时波形、脉博率以及收缩压、舒张压、平均血压值的数值。

（1）组成。有创血压模块（M1006B）由以下几部分组成。

●输入保护电路。保护模块不受外部信号的破坏如除颤信号和电外科器械的信号。

●A/D 转换器。对输入信号进行放大、滤波及数字化。

●微控制器单元。设置所有的控制信息。

（2）工作原理。有创血压模块（M1006B）的原理方框图如图 4－12 所示。

为了到达监护仪接口，电信号必须经过以下四个主要的部分。

●通过从 5 μV/V/mmHg 传感器连接到病人导管的输入接头将病人身上的幅度调制信号接收进来。

●信号要通过输入保护网络以滤除外部的信号，这个网络提供了除颤脉冲保护功能。

然后这个信号和零补偿信号一起从输入保护网络送到输入放大器。

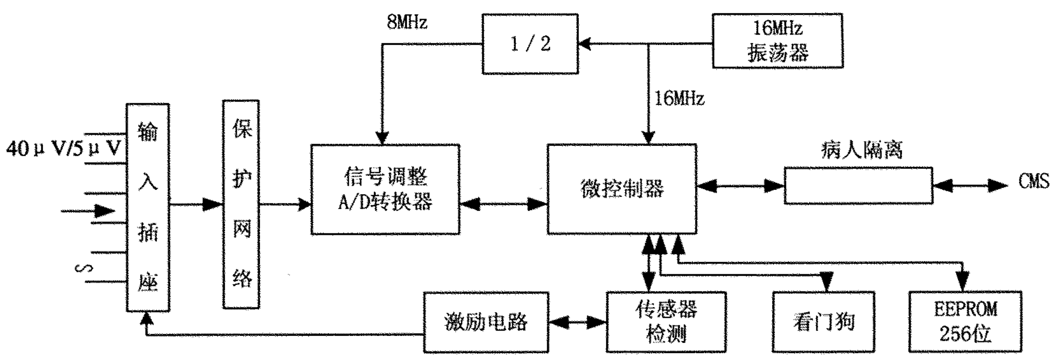


图 4－12　有创血压模块（M1006B）的原理方框图

●从输入保护网络接收信号。A/D 转换器对输入信号进行放大、滤波以及数字化然后送到微控制器单元。

●微控制器设置 A/D 转换器需要的所有信息并接受转换器的数据，一个 EEPROM 存储正确设置转换器需要的信息，微控制器的定时通过时钟振荡器校准。

●信号通过病人隔离器传送支架接口最后送入接收支架。

10. CO_2 呼吸气体测量模块（M1016A）

CO_2 M1016A 模块是二氧化碳测量单元，设计用于 CCU 环境中的成人、儿童及新

生儿，能够得到实时的 CO_2 波形以及 $ETCO_2$、AWRR、$IMCO_2$ 的数值。

（1）组成。CO_2 M1016A 模块由下列主要模块组成。

●微处理器。控制模块全部功能。

●加热器控制。保持传感器的温度。

●电机控制。负责以 40 转份的速度旋转过滤器轮子。

●红外检测器信号传递。放大红外检测器输出的信号并传输至一个双积分的 A/D 变换器。

●EEPROM。电源关闭以后存储模块的校准常数，允许将模块与传感器一起运输而无需校准。

●电源。产生模块需要的所有电源电压以及红外检测器需要的高压，计算机模块输出的 +60V 电压用于产生模块所需的电压信号。

（2）工作原理。CO_2 M1016A 模块的原理方框图如图 4－13 所示。为了到达监护仪接口，电信号必须经过以下四个主要的部分。

●微处理器是 CO_2 模块功能的总体控制，同时还承担以下任务：通过光耦合器与计算机模块上的支架接口卡进行串行通信；校准常数的计算；CO_2 波形原始数据的计算。

●数据通过内部的数据总线从微处理器传递到模块的其他部分。

●传感器的温度保持在大约 33℃以防止冷凝并抵消由于温度变化引起的误差。传感器中的温度传感器输出的信号被放大以后送到 A/D 变换，然后微处理器相应的调整电机驱动电路的输出。微处理器从电机驱动电路得到测量的时间。

●红外线检测器输出的信号被放大以后送入一个双积分的 A/D 转换器，这个转换器由微处理器通过计数器进行控制，转换过程在预先确定的时间开始，并与电机转动同

步进行。

产生“零”(GZ)、“采样”（GS）以及“参考”（GR）信号作为 CO_2 算法的输入值。

自动调零信号（AZ）由电机相位比较器产生，控制红外线探测器的偏差调整，AZ 信

号产生与否由微处理器控制。

（3）安全。为了保证病人安全，与病人连接的部分通过光电耦合器和变压器与大地隔离，模块采用塑料封装。

模块符合 UL544，IED－601－1，CSA C22.2No.125. 的要求，采用 120V/60 Hz. 电源时病人漏电流小于 10μA。

拥有 Calss I 级保护的隔离病人连接，CF 级。

还有除颤器和电外科设备的保护装置。

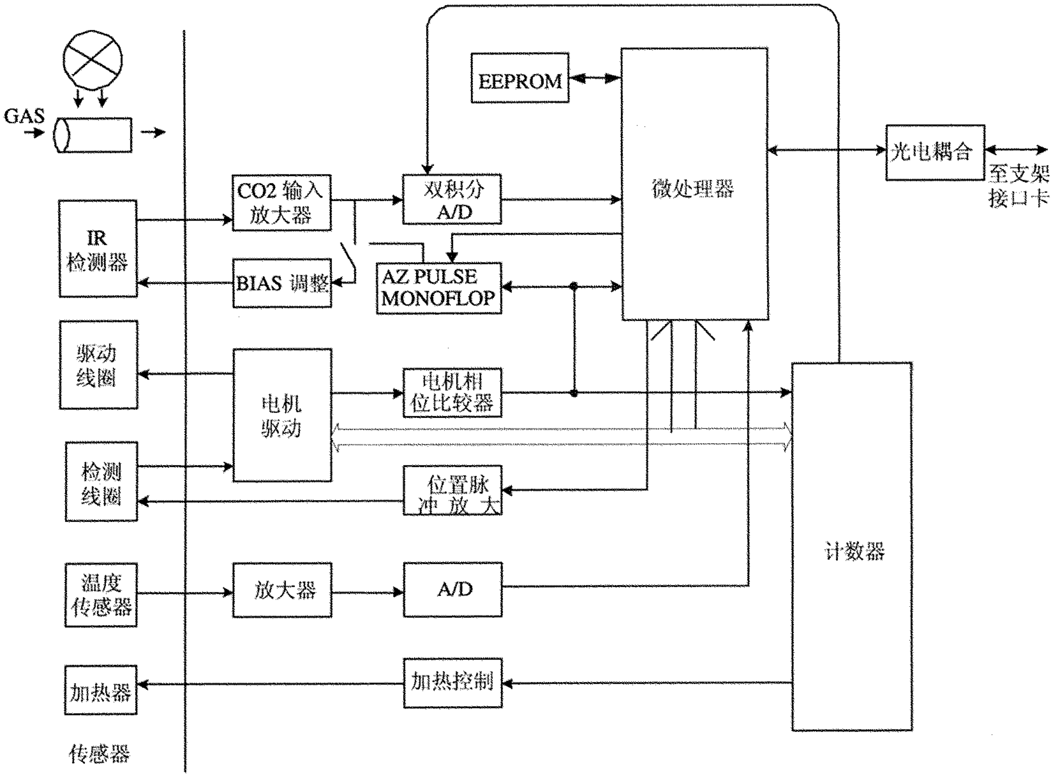


图 4－13　CO_2 模块（M1016A）的原理方框图

11. 旁流 CO_2 模块（M1015A）

M1015A 旁流 CO_2 模块与 M1016ACO_2 模块同时使用为长期插管的病人提供测量 CO_2 的方法，重量超过 7kg。模块的使用意味着不直接置于病人呼吸电路上，能够得到实时的 CO_2 波形，以及 ETCO_2、AWRR、IMCO_2 的数值，在校准过程中，还能得到瞬时 CO_2 的值。

（1）组成。旁流 CO_2 模块（M1015A）由以下几部分组成。

●微处理器。控制所有的计算以及与 CMS 功能盒的通信。

●EEPROM。是微处理器的外围设备，用于存储校准常数、错误代码、泵驱动数据。

●电源。浮地电源产生必需的电压保证接地电路与浮地电路之间的隔离。

●气流通道。控制压力传感器的偏移补偿。

●压力通道。无偏移调整时使用。

●泵驱动和阀。泵驱动器和阀由脉宽调节信号驱动。

●温度传感器。用于补偿半导体和压力驱动。

●多路复用器和 AID 转换器。多路复用器测量地信号、2.5 V 参考电压以及 5 V

电源电压，所有电压由复用器开关接入 A/D 转换器。

（2）工作原理。旁流 CO_2 模块（M1015A）的原理方框图如图 4－14 所示。

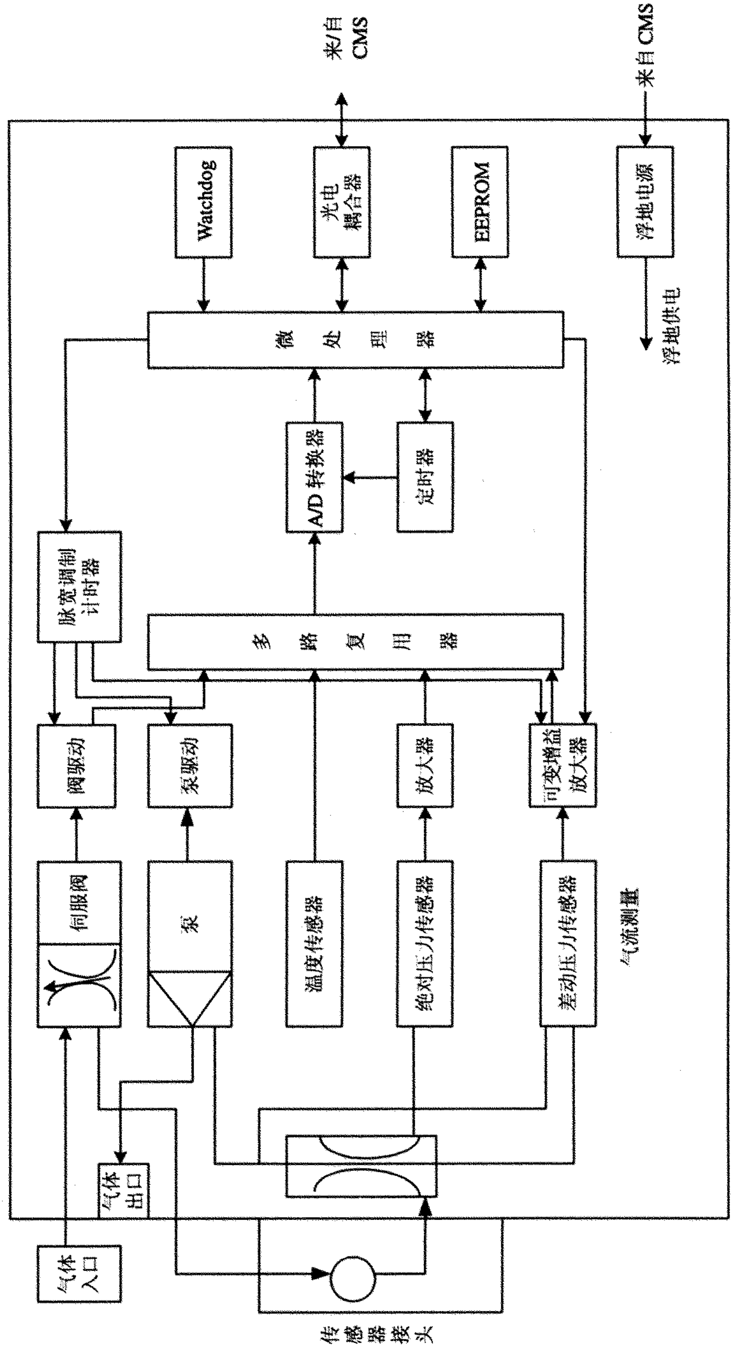


图 4－14　劳流 CO_2 模块（M1015A）的原理方框图

为了到达监护仪接口，电信号必须经过以下四个主要的部分：

●微处理器总体控制所有计算及与 CMS 功能盒通信，微处理器的功能有：通过光耦合器与计算机模块上的支架接口卡进行串行通信；从差分压力传感器获得数据；控制泵驱动和阀；流程控制算法：数据通过内部的数据总线从微处理器传到模块其他部分。

●气流通道由一个差动压力传感器和一个可变增益放大器组成，气流通道控制压力传感器的偏移补偿。

●压力通道无需偏移调整，可以使用下列两种类型的传感器：Motorola MPX 100；Sensym SX 15。

●泵驱动和阀驱动由一个脉宽调制信号驱动。两种驱动都包含一个比较器和一个电平开关以及一个功率 MOSFET。泵驱动器由 +7V 电压供电，阀驱动由 -7V 电压供电。

泵驱动器和阀电流能够通过电阻（R154，R164）测量，泵驱动器包含一个安全开关循环测试。

12. 经皮气体模块（M1018A）

经皮气体（$tcpO_2/tcpCO_2$）模块（M1018A）是经皮测量氧气和二氧化碳局部压力的测量单元，能够产生局部氧分压和局部二氧化碳分压的图形和数字形式的趋势信息。

（1）校准算法。$tcpO_2/tcpCO_2$ 模块（M1018A）使用的校准算法包括四个检查过程。

●加热检查。这个检查过程测试传感器的温度，在正常条件下，传感器的温度在两分钟内升至设定的温度，测试过程最多允许在 3 分钟内将传感器加热至设定的温度。

●范围检查。这个过程检查 $tcpO_2$ 和 $tcpCO_2$ 信号。如果它们超出范围 1 分钟，监护仪将取消校准，显示校准失败的信息。

●稳定性检查。这个过程检查电极的稳定性。范围检查完成后启动稳定性检查，如果传感器信号每分钟波动小于 1%时，校准过程完成。这个检查过程最长不超过 15 分钟。

●$tcpcO_2$ 后校准检查。这个检查确保传感器的二氧化碳成分能够与 CO2 水平的变化相对应。

如果将传感器从校准室拿走 10 秒钟以后信号不变，则显示 $tcpO_2/tcpCO_2$、transducer 或 Cal Unit Malf 信息。

（2）组成。经皮气体模块（M1018A）由以下几个部分组成。

●微处理器。控制模块全部功能。

●加热器。加热传感器增强气体的扩散。

●极化电压。产生 680 mV 极化电压通过 O_2 放大器用于 O_2 传感器，极化电压由微处理器监视。

●继电器。用测试信号代替传感器输山的原始信号，测试信号用于测试 O_2、CO_2 的两

个模拟信号通路。

●鉴别器。鉴别器电路用于确认使用的传感器：tcpO_2 传感器、tcpCO_2 传感器还是 HP

组合的传感器。

●多路复用器。收集模拟信号并插入间隔信号，然后送入 A/D 转换器。

●EEPROM。存储模块校准常数及其他数据。

●校准室。确认传感器是否置于校准室或实际用于病人。

●电源。内部电源提供模块所需的所有电源，这些电源由计算机模块的 + 60V 电源产生。

（3）工作原理。tcpO_2/tcpCO_2 模块（M1018A）的原理方框图如图 4 – 15 所示。

为了到达监护仪接口，电信号必须经过以下四个主要的部分：微处理器控制模块以及传感器、安全任务、应用软件（如校准值的计算）。

●微处理器执行的主要功能有：通过光耦合器与计算机模块上的支架接口卡进行串行通信；校准常数的计算：tcpO_2/tcpCO_2 数值的计算；传感器温度控制。

●加热器使传感器加热并使其保持恒定的温度，促进气体从血液皮肤表面的扩散。传感器温度由两个独立的传感器同时测量。

●加热电流控制器为加热器提供电源，而加热电流控制器受微处理器控制。微处理器从测量的传感器温度得到控制信号。

●安全开关的作用是当异常情况发生时，可以使用安全开关关闭加热器。安全开关由微处理器和温度比较器控制，测试电路对开关和电流控制器进行持续的白检。

●继电器将 CO_2 信号送入输入放大器，对信号进行放大，然后传送到多路复用器，继电器直接将 O_2 信号送入多路复用器。

●校准室电路确定传感器是否置于模块上的校准室，或者实际安装在病人身上。当传感器放置在校准室超过 30 分钟时，启动备用模式，例如当关闭加热器以减小传感器脱水，因此能够延长膜之间的时间。当传感器置于校准室时，tcpO_2/tcpCO_2 限制警报白动停止。

13. 血液分析模块（M1022A）

血液分析模块采用了 i – STAT®公司的血液分析技术，模块使用 i – STAT®公司的一次性和重复使用的 cartridges 进行全血中特定分析物的测定。

（1）测量项目。根据 cartridges 的配置，可以对下列测量值和计算值组合测量。

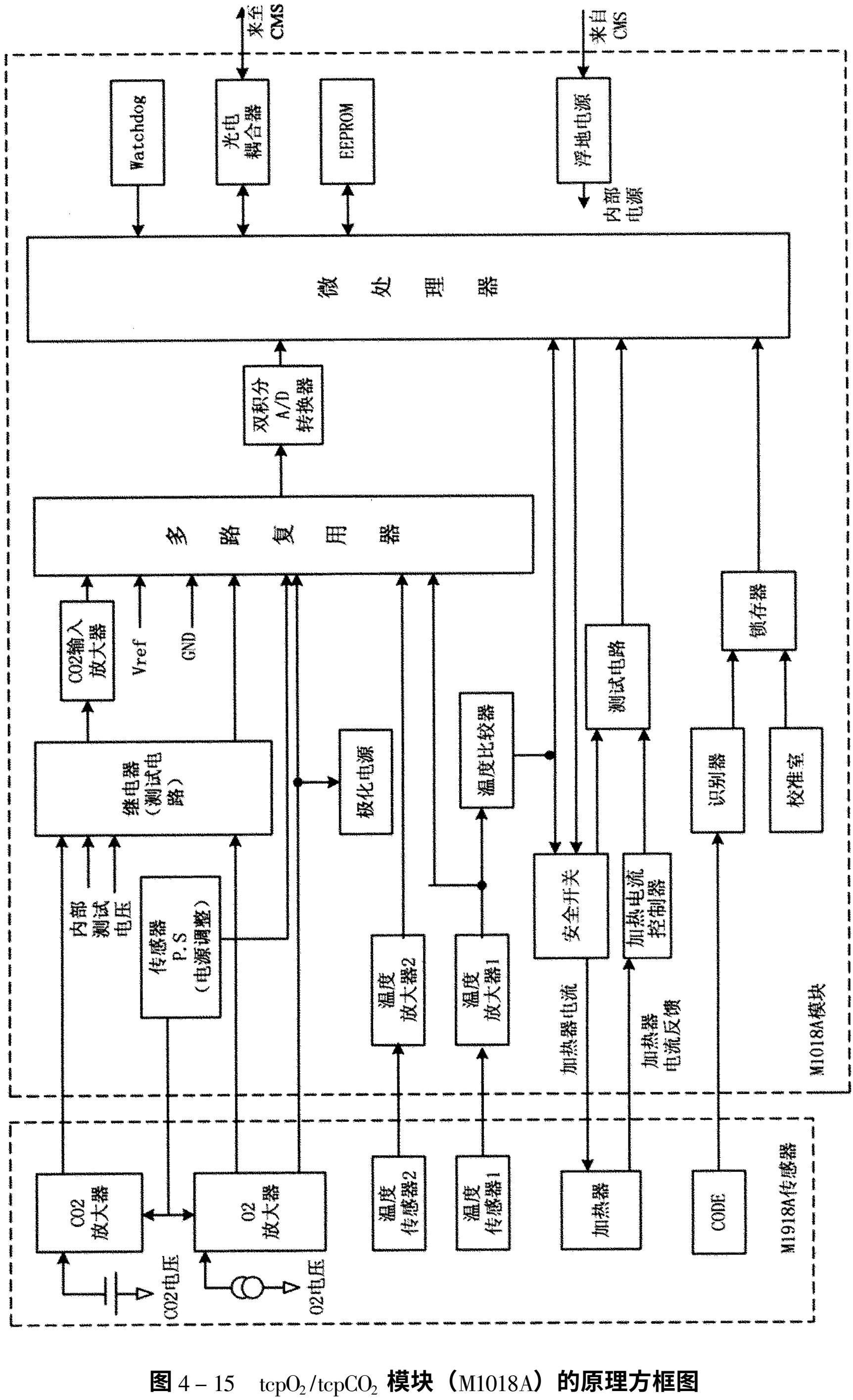


图 4－15　$tcpO_2$/$tcpCO_2$ 模块（M1018A）的原理方框图

●**二氧化碳分压** pCO_2。

●氧分压 pO_2。

●pH。

●葡萄糖 Glucose。

●钠 Sodium。

●钾 Potassium。

●氯化物 Chloride。

●离子钙 Ionized Calciumo

●血液尿素氮或尿素 BUN or Urea。

●血球容积 Hematocrit。

●HCO_3。

●碱过量 Base excess（BE）。

●氧饱和度 Oxygen Saturation（sO_2）。

●阴离子间隙 Anion Gap。

●血红蛋白 Hemoglobin（Hb）。

●总二氧化碳量 Total Carbon Dioxide（TCO_2）。

（2）组成。血液分析模块由以下主要功能部件组成。

●机械系统。一个直流电机驱动所有的机械系统部件。

●传感器接口。随传感器送来的信号进行放大以便于主电路进行进一步处理。

（3）工作原理。血液分析模块（M1022A）的原理方框图如图 4－16 所示。

●来自 Cartridge 上的传感器的信号通过模块内部的连接器从传导衬垫传递到传感器接口电路，这些电路将信号进行放大以便于主电路对其进行进一步处理。有四种信号传递到主电路：多路复用的电位信号线；多路复用的电流信号线：交流的电导信号：用于 caltridge 类型确认的数字鉴别码。

●A/D 转换器将所有的模拟信号转换成为数字信号以便于微处理器能够处理这些信号。一个模拟信号复用器使微处理器能够测量八种不同类型的信号：来自传感器接口的电位信号；来自传感器接口的电流信号；直流的电导信号；电源电压：表示模块内部温度的热敏电阻信号；控制机械转速的电机反馈信号；用来控制 cartridge 温度的 cartridge 温度信号；代表环境大气压力的压力传感器信号。

●微处理器控制系统管理模块所有的功能。它能够访问三种存储器设备，“FLASH”EEPROM 存储模块中的软件，RAM 由内部的锂电池供电，用于工作工程中测得传感器信号的临时存储以及测试记录的存储。另一个 EEPROM 存储厂家校准信息、仪器串行号以及累计使用的次数。EEPROMS 都不依靠锂电池保存信息。

●模块产生两种信号并应用到传感器：A/D 转换器产生一个电压信号用于电流传感器；交流电导电路产生交流刺激信号用于电导传感器。D/A 转换器为电机驱动电路提供电压。

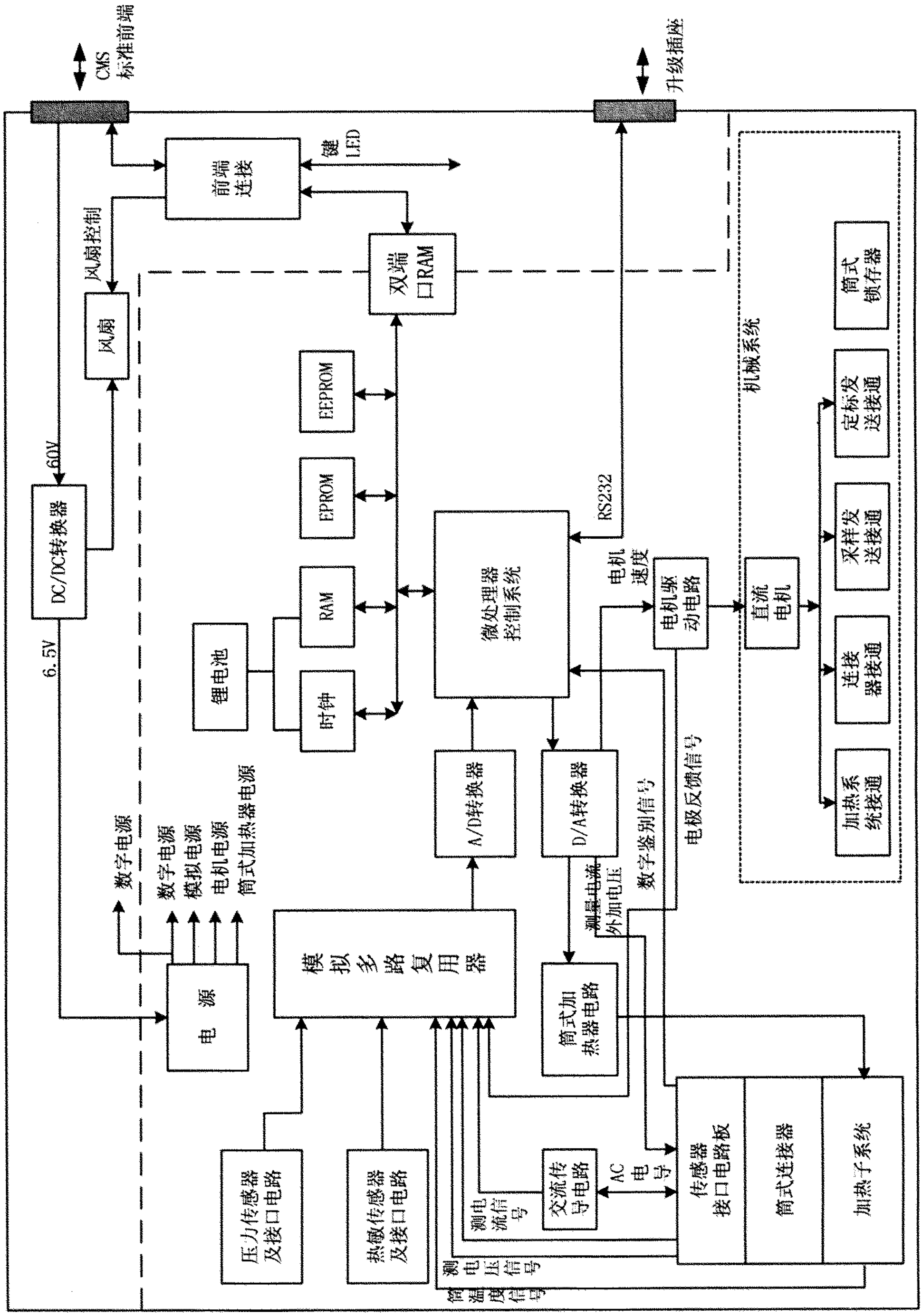


图 4－16　**血液分析模块（**M1022A**）的原理方框图**

●一个直流电机驱动所有的机械组件：一个连接传动装置将模块内部的连接器

与 cartridge 上的传导膜连接在一起；一个校准传输系统：一个采样传输系统；一个加热系统传输装置将模块内部的加热控制器与 cartridge 后面的加热元素连接在一起；还有一个闭锁装置锁住 cartridge 的位置。

（4）血液分析模块的软件升级要求。软件分为两部分：应用软件和标准化软件。软件升级需要定期重建标准化值。每一次升级都为用户提供完整的指令以进行模块的升级。提供的软件包括 DOS 可执行文件，无需执行其他文件。软件能够在中央工作站或其他 IBM 兼容机上运行，需要实现以下功能。

●与 CDS 连接。通过一根 RS232 电缆连接到模块。

●与 IBM 兼容机连接。通过一个特殊的适配器连接器和调制数据电缆连接到模块。

14．记录器模块（M1116A）

M1116A 记录器模块为 Viridia 病人监护仪家族包括 Viridia 26/24 系列提供热阵记录功能，与 M1116B 记录器模块相似，M1116A 最多能够写 3 个重叠的波形和三行注释信息。M1116A 提供 8 个记录速度，M1116B 提供 10 个记录速度。

（1）组成。记录器模块（M1116A）由以下功能部件组成。

●DC－DC 转换器。为数字电路和打印装置提供电源。

●电机控制电路。控制记录纸驱动电机。

●I/O 微控制器。管理模块的 I/O 操作。

●打印格式微控制器。管理打印速度和对比度。

●共享数据存储器（RAM）。这些数据由微控制器访问。

●记录纸驱动电机。驱动记录纸通过打印机。

●热敏打印头。为记录器提供打印装置。

（2）工作原理。记录器模块（M1116A）的原理方框图如图 4－17 所示。

M1116A 记录器模块的功能组件包括两块印刷电路板和一个记录机械单元。印刷电路板为电源板和数字板。电源板与模块的后面平行，包括 DC－DC 转换器、光电隔离器以及走纸电机控制电路。数字板包括两个微控制器、一个共享的 RAM 以及控制面板。

信号处理流程如下。

●电源板。来自监护仪的电源和数据通过电源板进入记录模块。DC－DC 转换器将前端支架的 60V 直流电压转换成为＋5V 直流电压供数字电路使用，转换成为＋15V 直流电压供电机驱动和打印头使用。数据信号通过红外线隔离器进行噪声抑制。

●数字板。信号通过 I/O 微控制器内置的串行数据端口进入数字板，监护仪与记录模块之间的串行数据连接在两个分离的线上通过异步操作进行，提供 500KB/s 比特率的全双工通信。I/O 微控制器解释监护仪的消息，通过电源板返回确认消息和状态消息。I/O 微控制器主要负责以下工作：接收并响应监护仪的命令和数据；

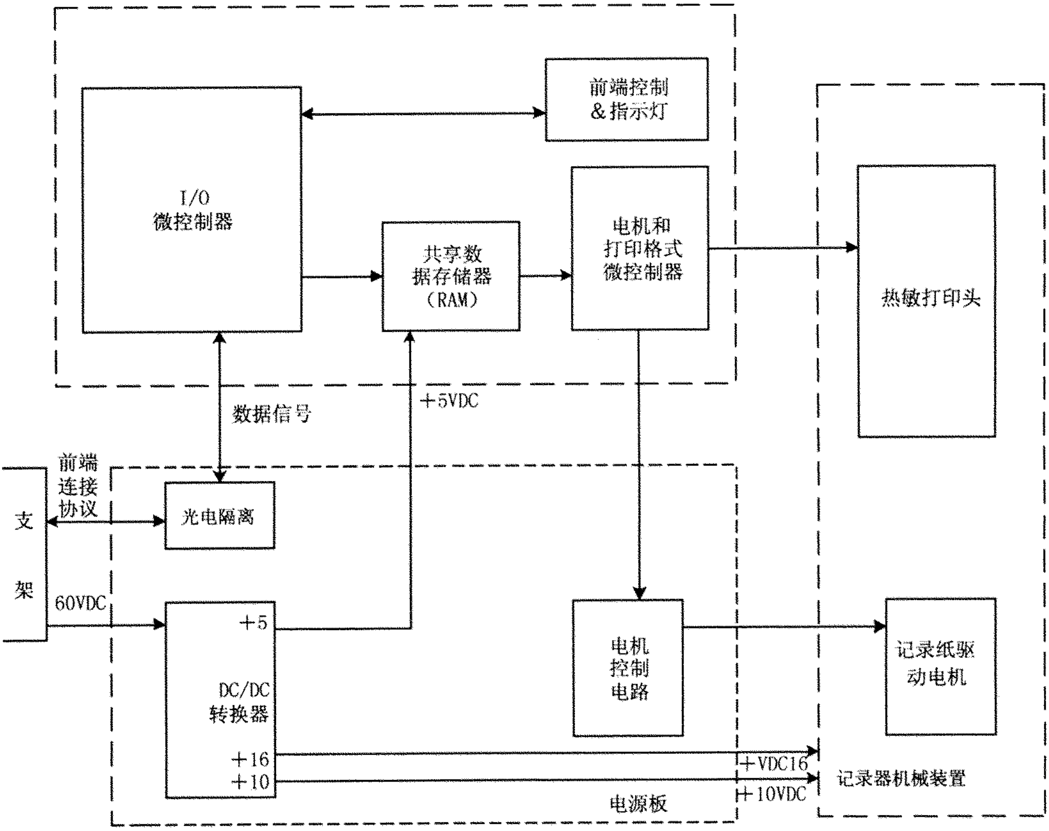


图 4-17　记录器模块（M1116A）的原理方框图

发送并报告控制键和开关的状态；将波形和注释转换成适当的格式以驱动打印头。

●用户控制器、门开关以及缺纸传感器安装在数字板上接近模块前端的位置，缺纸传感器是一个光学设备，当纸通过走纸驱动轴时，检测纸上的红外光束。当有纸时较强的红外光反射到光敏三极管上，光敏三极管连接在 I/O 微控制器上。

●I/O 微控制器将波形和注释信息翻译成行和列的格式，然后将数据送入一个代表着打印点阵的矩阵中去，将这个矩阵写入双端 RAM。RAM 保持循环的方式，以便于当一行点阵送入打印头以后存储器能够进行重载。

●电机和打印格式微控制器通过内置的串行通信端口以 2 ms 的时间间隔将每行点阵送到热敏打印头，并以 3MHz 的时钟率直接重载打印头移位寄存器。电机和打印格式微控制器通过监视打印头的温度和功耗、调整打印时作用到各点的选通脉冲宽度保持统一的打印对比度。电机和打印格式微控制器还发送指令到电源板上的电机控制电路以调整电机速度。

●记录机械装置。本单元包括热敏打印头和记录纸驱动电机，这两部分都接收数字板上的电机和打印格式微控制器产生的信号

打印头装置有一行 384 个加热元素，方向与走纸方向垂直。还包括有一个 384 阶的移位寄存器，作为要打印的一行点阵的数据保持缓存器。每一个加热元素都有自己的驱动电路。当从电机和打印格式微控制器接收一行数据以后，移位寄存器载入，当各自的加热元素打开以后点阵被打印出来。打印浓度由加到每一个点的选通脉冲宽度及打印头温度控制。

走纸电机的信号通过电源板上的电机控制电路传递，这些电路调整走纸速度。

●功耗的调整。在频率响应测试时，或者当记录的波形表现出快速的垂直变化时，记录模块能够通过减小热阵加热的强度降低功耗。当发生这些情况时，在记录模块的输出条上出现的是以简要的间隔打印的浓度较轻的波形段。

（3）特征。M1116A 记录器能够进行以下几种方式的记录。

●延时记录。在开始测量时才进行波形的记录。例如，如果波形显示在监护仪上，用户可以设置记录过程更早的开始。延时记录运行一个预设的时间，可以由用户手动启动，也可以当发生警报时自动启动。

●实时记录。实时记录在需要时立即启动，手动停止。还能够预设为以特定的时间记录预先选定的波形。对于预先选定的波形，可以配置为三种独立的模式（A、B、C），当预先配置的记录键被按下时，预设的记录开始打印。

●监护过程记录。工作在心输出量测量、肺动脉楔压力测量以及 ST 段分析的情况下，在工作过程中通过软件实现。

●重要指标记录。这种记录方式能够通过 NBP 测量、监护仪内部定时器自动启动以及用户启动。NBP 的测量通过 NBP 内置的模块或通过 VueLink 连接的 NBP 监护仪进行，只有床边机的 M1116A 和 M1116B 记录模块具有重要指标记录模式，如果床边机记录器不能使用，不能传送到中央监护仪。

●警报记录。是延时记录的一种形式，包括警报启动前的波形信息，因此医生能够观察病人情况的变化。当病人进入警报条件，根据监护仪配置自动进行警报记录。每一个参数都有警报安全水平的设置以及启动或取消警报记录的功能。

15. 记录模块（M1116B）

M1116B 记录器模块为 Viridia 病人监护仪家族，包括 Viridia 26/24 系列提供热阵记录功能，与 M1116A 记录模块相似，M1116B 最多能够写 3 个重叠的波形和三行注释信息。M1116B 能够提供 M1116A 不具备的几项额外功能。它具有 10 种记录速度，比 M1116A 多两种，还能够提供 oxygen – cardiorespirogram 记录功能。

（1）组成。M1116B 记录器模块与 M1116A 基本相同，这里就不再赘述了。

（2）工作原理。记录模块（M1116B）原理方框图如图 4 – 18 所示。M1116B 记录模块包括一个电源供电电路、一个数字电路以及一个记录机械装置，它的组成部分与 M1116A 略有不同。电源供电电路包括一个 DC – DC 转换器、光电隔离器以及走纸电机控制电路。数字板只包括一个微控制器和一个单端口的 RAM。前端控制以及灯直接安装在板上，如同 M1116A 一样。

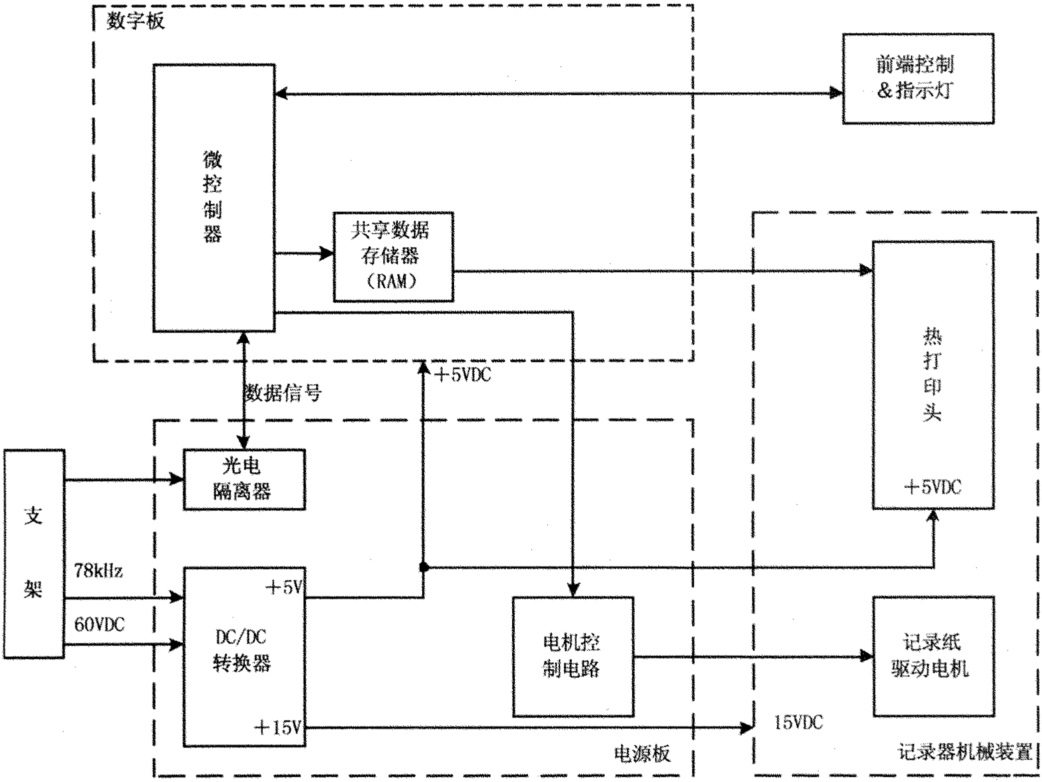


图 4-18　记录模块（M1116B）的原理方框图

模块的信号处理流程如下。

●电源供电板。来自监护仪的电源和数据通过电源板进入记录模块。DC-DC 转换器将前端支架的 60V 直流电压转换成为 +5V 直流电压供数字电路使用，转换成为 +15V 直流电压供电机驱动和打印头使用。数据信号通过红外线隔离器进行噪声抑制。

●数字板。信号通过 I/O 微控制器内置的串行数据端口进入数字板，监护仪与记录模块之间的串行数据连接在两个分离的线上通过异步操作进行，提供 500KB/s 比特率的全双工通信。I/O 微控制器解释监护仪的信息，通过电源板返回确认信息和状态信息。I/O 微控制器主要负责以下工作：接收并响应监护仪的命令和数据；发送并报告控制键和开关的状态：将波形和注释转换成适当的格式以驱动打印头。

用户控制器、门开关以及缺纸传感器安装在数字板上接近模块前端的位置，缺纸传感器是一个光学设备，当纸通过走纸驱动轴时，检测纸上的红外光束。当有纸时较强的红外光反射到光敏三极管上，光敏三极管连接在 I/O 微控制器上。M1116B 模块具有一个红外线检测电路以确定装纸门是否打开。如果门关闭，门上的一个小片会阻止光线传输。软件控制红外线光束的中断，M1116A 没有开门传感器。

I/O 微控制器将波形和注释信息翻译成行和列的格式，然后将数据送入一个代表着打印点阵的矩阵中去，将这个矩阵写入双端 RAM。RAM 保持循环的方式，以便于当一行点阵送入打印头以后存储器能够进行重载。微控制器通过监视打印头的温度和功耗、调整打印时作用到各点的选通脉冲宽度保持统一的打印对比度。微控制器还发送指令到电源板上的电机控制电路以调整电机速度。

●记录机械装置。本单元包括热敏打印头和记录纸驱动电机，这两部分都接收数字板上的电机和打印格式微控制器产生的信号

打印头装置有一行 384 个加热元素，方向与走纸方向垂直。还包括有一个 384 阶的移位寄存器，作为要打印的一行点阵的数据保持缓存器。每一个加热元素都有自己的驱动电路。当从电机和打印格式微控制器接收一行数据以后，移位寄存器载入，当各自的加热元素打开以后点阵被打印出来。打印浓度由加到每一个点的选通脉冲宽度及打印头温度控制。

记录纸驱动电机的信号通过电源板上的电机控制电路传递，这些电路调整走纸速度。

(3) 特征。M1116B 记录器能够产生与 M1116A 相同的记录。

●延时记录。在开始测量以后才进行波形的记录。例如，如果波形显示在监护仪上，用户可以设置记录过程更早的开始。延时记录运行一个预设的时间，可以由用户手动启动，也可以在发生警报时自动启动。

●实时记录。实时记录在需要时立即启动，手动停止。还能够预设为以特定的时间记录预先选定的波形。对于预先选定的波形，可以配置为三种独立的模式（A、B、C），当预先配置的记录键被按下时，预设的记录开始打印。

●监护过程记录。工作在心输出量测量、肺动脉楔压力测量以及 ST 段分析的情况下，在工作过程中通过软件实现。

●重要指标记录。这种记录方式能够通过 NBP 测量、监护仪内部定时器自动启动以及用户启动。NBP 的测量通过 NBP 内置的模块或通过 VueLink 连接的 NBP 监护仪进行，只有床边机的 M1116A 和 M1116B 记录模块具有重要指标记录模式，如果床边机记录器不能使用，不能传送到中央监护仪。

●警报记录。是延时记录的一种形式，包括警报启动前的波形信息，因此医生能够观察病人情况的变化。当病人进入警报条件，根据监护仪配置自动进行警报记录。每一个参数都有警报安全水平的设置以及启动或取消警报记录的功能。

●OXYCRG 记录。是一种延时记录方式，在屏幕上最近的数据之前 6 分钟开始记录。延迟的时间使医生能够得到当前形势之前的时间的打印输出。记录可以手动请求，也可以配置为警报记录。在警报记录时，能够记录警报发生前 6 分钟的数据和警报发生后 2 分钟的数据。当记录停止后，无法记录最近 6 分钟的病人数据，OXYCRG 记录在三个不同的非重叠的通道上。数据记录速度有三种。

16. 数据传输模块（M1235A）

M1235A 数据传输模块为 HP Viridia 病人监护仪家族，包括 HP Viridia Anesthesia CMS 系列、HP OmniCare 插件传输系统以及 Viridia 26/24 Series 提供数据传输功能。它设计用于在 CCU 环境中的监护仪之间传输病人的重要指标和统计数据。当没有插入监护仪时，模块能够将病人信息保持一小时或更长时间。

（1）组成。M1235A 数据传输模块由以下几部分组成。

●电源。为数字电路和 LED 提供电源。

●微控制器。管理模块的工作。

●内存。存储数据和指令。

●备用电源。主电源无效时提供 1 小时或更长的电源供应。

●实时时钟。在数据传输过程中记录模块从监护仪上拆下以后的时间。

（2）工作原理。数据传输模块（M1235A）的原理方框图如图 4－19 所示。

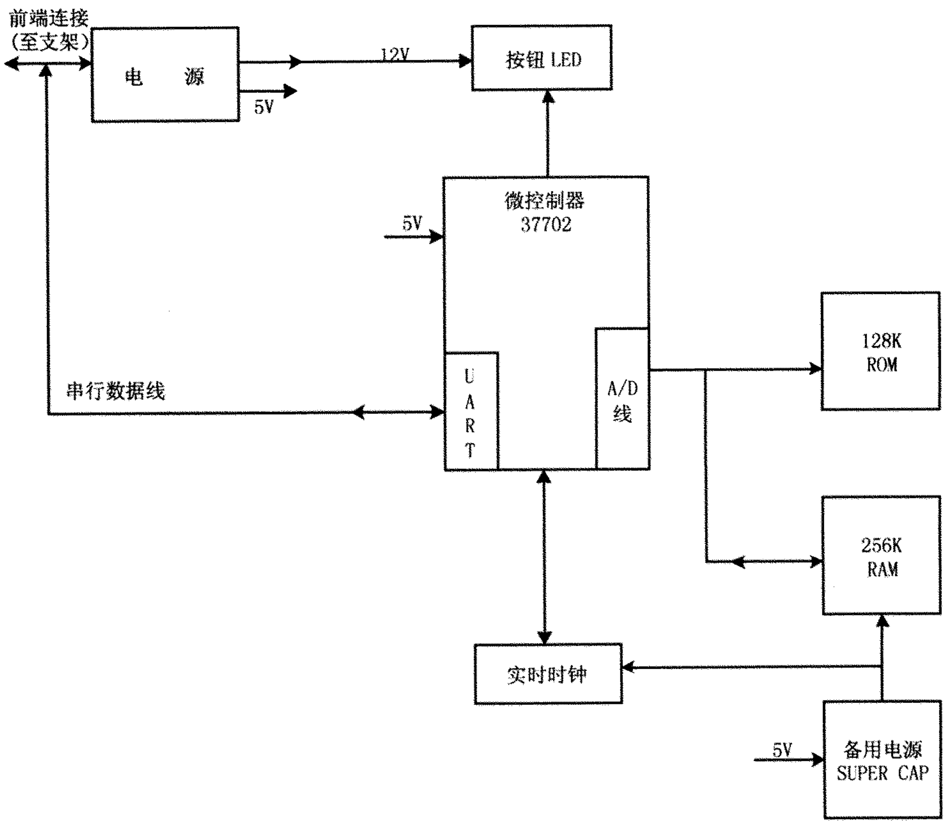


图 4－19　数据传输模块（M1235A）的原理方框图

模块包括两个电路板：前面板和主板。前面板由指示灯 LED 和控制键组成，主板由主要的功能部件组成。

●电源。电源电路接收来自于前端连接的 60V，78kHz 的电源，产生未调整的

5V 和 12V 电压，5V 调整以后给数字电路提供电源，12V 未调整的电压驱动 LED。数据传输模块的地线对于电源和数字电路是相同的。

●微控制器。37702 微控制器管理数据传输模块的工作。它具有 16MB 的地址范围，多个可配置的 I/O 端口，以及两个 UART 端口用于同步或异步模式。微控制器主要负责以下工作：在基本的读写循环中，对 256KB 的 RAM 和 128KB 的 ROM 进行寻址；通过前端连接与监护仪进行异步串行模式通信：驱动 LED，接收前端的按键脉冲；访问串行的 RTC 芯片。

●存储器。数据传输模块包括 256KB 的 RAM 和 128KB 的 ROM。RAM 使用两排 128×8 的低准备功率的 SRAM 来实现，为电池备用模式下的低功耗特别设计。当交流电断开以后，RAM 进入备用电池模式，其电源供电转换到备用电源。数据传输模块的程序存储由一个 128KB 的 OTP ROM 组成。

●备用电源供电。数字电路使用 0.1 F 的超大电容为 RAM 和 RTC 提供备用电源。当主电源无法使用时，如电源断电、监护仪关闭或为了传输数据将模块从监护仪上拆下时启动备用电源供电。备用电源充电时间少于 20s，在备用模式下提供至少 1 小时的数据保持和 RTC 操作。

●实时时钟。RTC 记录为了传输数据将模块从监护仪上拆下的时间。为了保证低噪声，RTC 位于主板上半隔离的区域。RTC 振荡器的定时脉冲配置为 0.1Hz，用做微控制器的中断，以测量 RTC 的准确度。当脉冲降低到能够接受的范围以外，会产生一个错误。

三、Viridia 26/24 系列多参数监护仪工作原理

1. 概述

Viridia 24、Viridia 26C/24C、Viridia 26CT/24CT 型监护仪的系统方框图，分别如图 4-20、图 4-21、图 4-22 所示。

Viridia 26/24 系列监护仪包括以下主要部件。

（1）内部电源。负责为 Viridia 26/24 系列工作提供需要的所有电压。

（2）系统板。负责执行监护仪所有的处理功能。

（3）Viridia Model 24 型监护仪有一个 LCD 适配器板。用于驱动显示。

（4）Vhidia Model 26C/26CT/24C/24CT 型监护仪有一块由三块板组成的集成部件，包括 LCD 适配器板、DSPC 板以及 CDCI 板。

（5）前面板键盘区。

（6）平板式显示器。

（7）服务端口插座。

（8）6 槽或 8 槽支架。

2. Viridia 26/24 系列监护仪电源电路

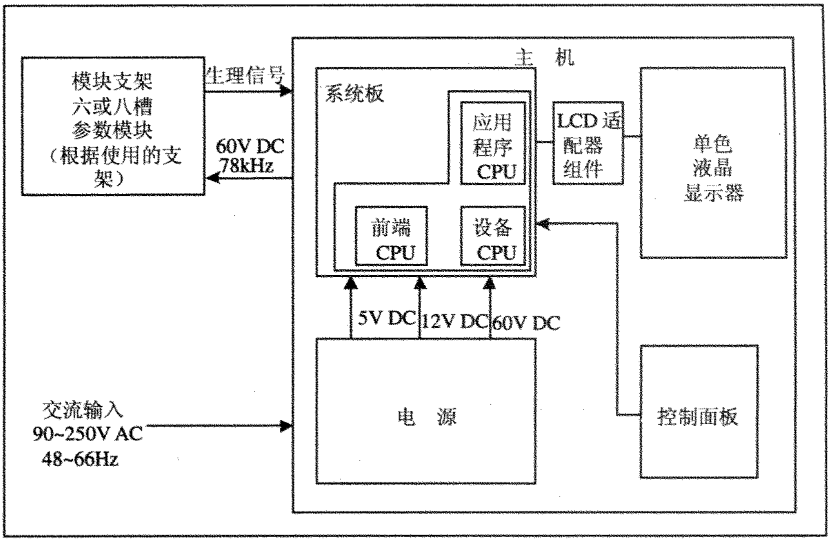


图 4 – 20 Viridia 24 **型监护仪系统方框图**

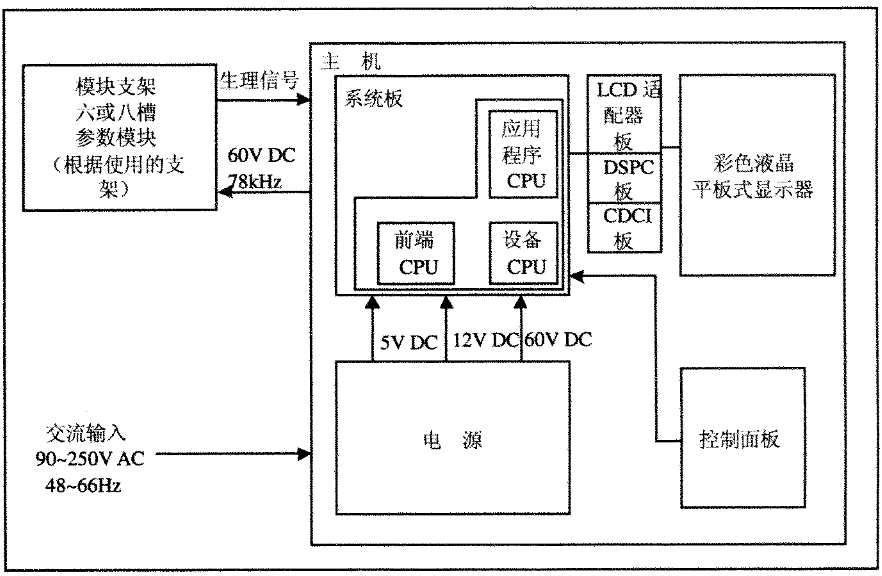


图 4 – 21 Viridia 26C/24C **型监护仪系统方框图**

Viridia 24/26C/24C **电源提供的电源输出见表** 4 – 4 **所列。**

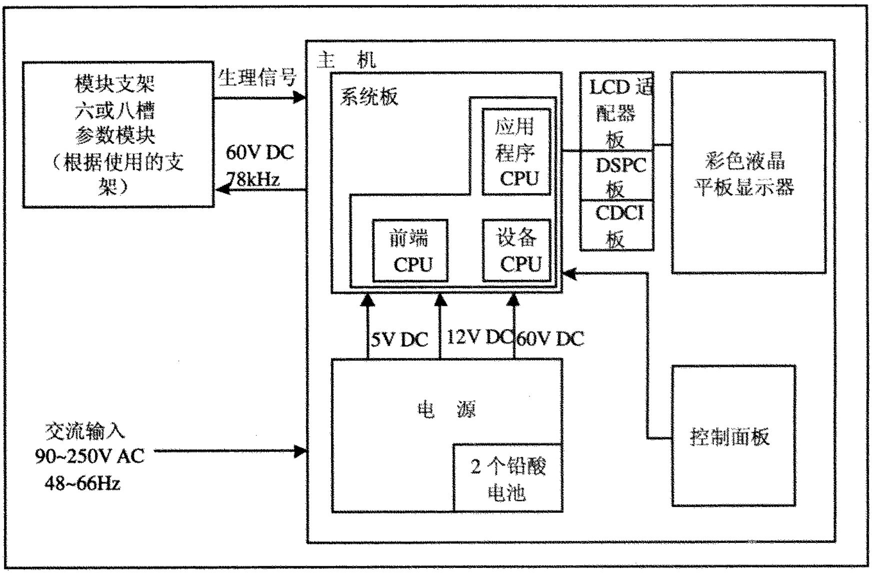


图 4－22　Viridia 26CT/24CT 型监护仪系统方框图

表 4－4　　　　Viridia 24/26C/24C 电源输出

Viridia 24	Viridia 26C/24C
+5V，最大电流 2A	+5V，最大电流 2.5A
+12V，最大电流 2A	+12V，最大电流 0.75A
+60V，最大电流 0.35A	+60V，最大电流 0.35A

Viddia Model 26CT/24CT 由内部电池或外部交流电源供电。内部电源由一个或两个铅酸电池提供。Viddia Model24CT 能够工作于 90～250VAC、48～66Hz，主要取决于当地的电源。电源供电电路将输入的电源转换成三个直流电压为传输主机及传输支架上的内置模块供电。电源板将自身及内部电源的状态传递给系统板上的处理器。Viridia MOdel 24CT 电源能够提供三组输出。

● +5V，最大电流 2.8A。

● +12V，最大电流 0.65A。

● +60V，最大电流 0.3A。

Viridia 26/24 系列监护仪电源电路主要由 AC－DC 转换器、电池充电器、DC－DC 转换器和电源逻辑/CPU 接口四部分组成，下面分别介绍这四部分电路的工作原理。

（1）AC－DC 转换器。AC－DC 转换器的电路方框图如图 5－23 所示。AC－DC 转换器将交流电（90～250VAC、48～66Hz）转换成为一个安全、隔离的直流输出，

输入的交流电压直接整流产生一个高压直流电压（100～350VDC）。直流电压送入高频开关连接器，产生一个安全、隔离的18VDC为电池充电器及DC－DC转换器供电。

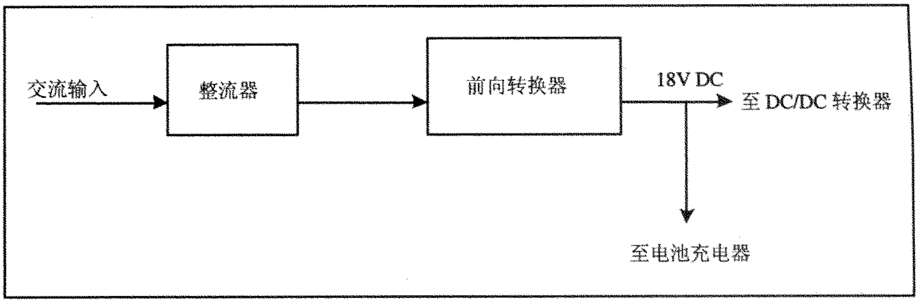


图4－23　AC－DC转换器的电路方框图

（2）电池充电电路。电池充电电路包括两个相同的充电电路，通过四个不同的状态控制对两个密封的铅酸电池充电，电池充电状态如图4－24所示。

●状态1。充电器电路接收AC－DC转换器输出的不可变的18VDC，充电电路包含两个完全相同的电池充电电路，下面的描述适用于任何一个。

密封的铅酸电池充电电路调整对电池的充电，电路包含一个温度敏感参考电压能够将铅酸电池充电电压调整到最优的状态。

当电池安装以后，一个机械检测接触器将输入信号拉低到一个debounce电路，允许充电器电路开始第一个状态。

●状态2。当电池电压达到14.7V时充电电路进入第二个状态。在这个点，电压放大器将电池电压控制在这个值，而充电电流将下降，当电池充电电流降到42mA时，充电电路进入状态3。

●状态3、4。在第三个状态，电池电压稳定在13.7V持续5～6小时。另外，在第三个状态时，状态水平控制线为高电平，这降低了稳压点，还能够使FLT1（FLT2）信号变成低电平。当FLT1和FLT2为低电平时，LEDCRGD变为低电平，打开前面板上的BATTERY CHARGED LED指示灯。FLT1（FLT2）的低电平还能使状态3的定时器开始工作，大约5小时以后，定时器电路使状态3结束。

当状态3结束以后进入状态4。如果25℃时电池电压降低到13.1V，或者交流线拔掉重新插入以后，充电器重新进入状态1。

在充电周期中，电池正在充电和充电完成，指示灯由充电电路上的PAL控制。如果至少有一个电池且电压大于9.0VDC，电池正在充电指示灯慢速闪烁，充电完成后指示灯熄灭。如果有两个电池且充电电路进入状态2，则正在充电，指示灯持续点亮。值得注意的是，如果只有一个电池，当充电器进入状态2时，正在充电指示灯持续闪烁。只有当有两个电池且都进入状态2时，正在充电指示灯才持续点

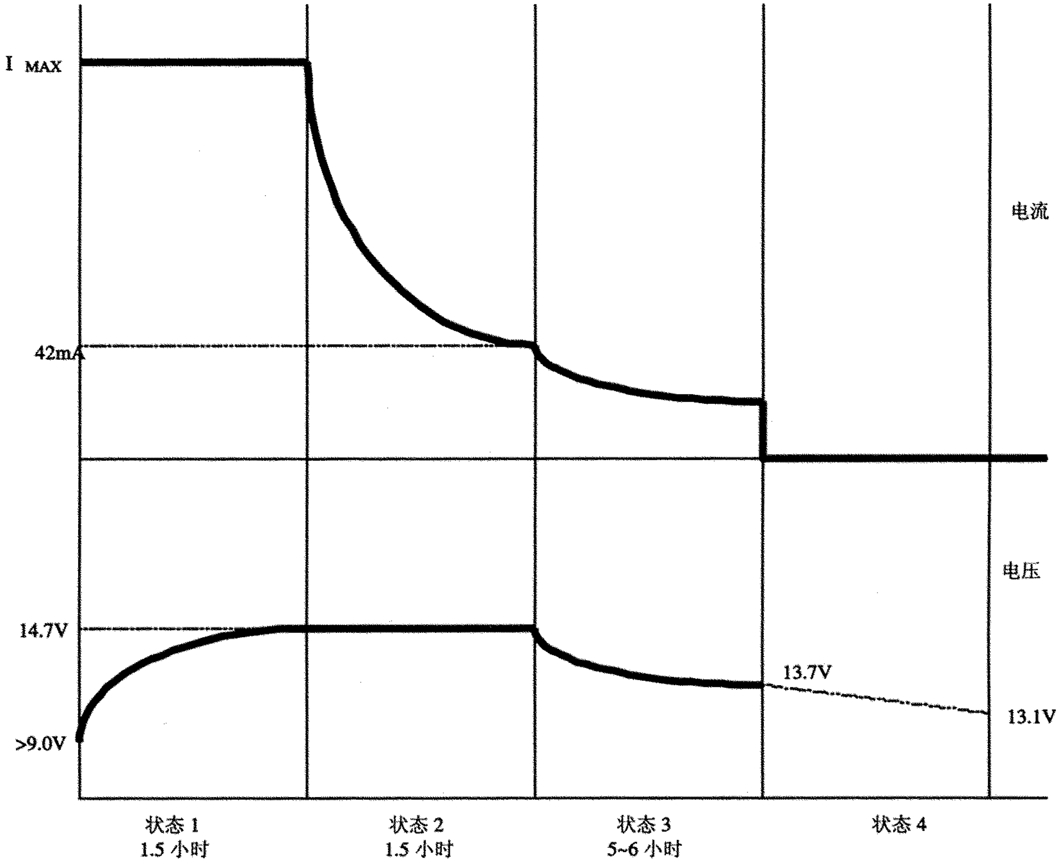


图 4－24　电池充电状态

亮。当有两个电池且都进入状态 3 时，正在充电指示灯和充电完成指示灯都保持点亮。当进入状态 4 时，正在充电指示灯熄灭，充电完成指示灯继续点亮。充电完成指示灯保持点亮直至拔掉交流电源线。

（3）DC－DC 电路。DC－DC 电路方框图如图 5－25 所示。根据工作模式，DC－DC 转换器从铅酸电池或 AC－DC 电源接收输入信号，转换器提供以下三种输出。

● ＋60VDC　为前端支架和参数模块提供电源。

● ＋12VDC　通用的模拟电源。

● ＋5VDC　通用的逻辑电源。

（4）电源逻辑/CPU 接口。电源逻辑/CPU 接口电路由三个电路组成，将 DC－DC 转换器及电池的状态传递给系统 PCB。这三个电路是：电源故障/复位、电池检测以及电池电压 A/D 转换器，电源逻辑/CPU 接口电路方框图如图 4－26 所示。

如果电源断电，电源故障/复位电路通过 PSRESET 信号警告系统 PCB，DC－DC 转换将在 2ms 后停止。

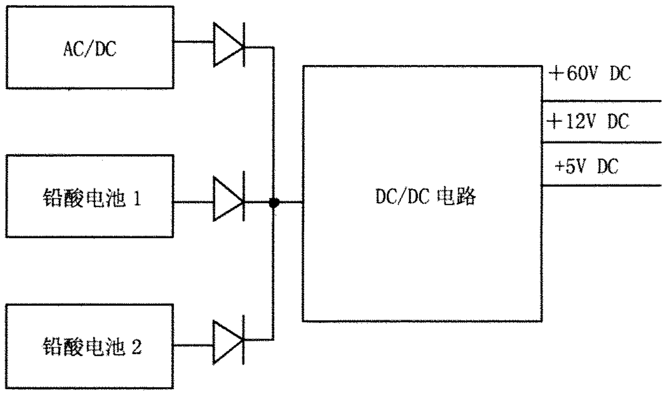


图 4－25　DC－DC 电路框图

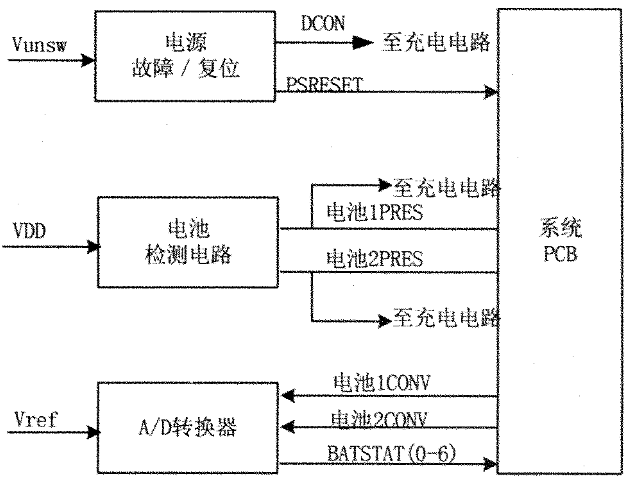


图 4－26　电源逻辑/CPU 接口电路方框图

电池检测电路确认是否安装电池。如果安装有电池，则电路发送一个低电平的 BAT1PRES 或 BAT2PRES2 信号给系统 PCB。如果没有安装电池，BAT1PRES 或 BAT2PRES2 信号为高电平。这些线上的逻辑高电平被约送到电池充电器，使相应的充电器停止工作。

电池电压 A/D 转换器将每个电池电压顺序的转换为一个 7 位字，系统 PCB 利用 BAT1CONV 和 BAT2CONV 信号选择对哪个电池进行采样。7 位字 BATSTAT（0～6）送到系统 PCB 以确定充电器状态并进行低电池电压检测。

3. Viridia 26/24 系列监护仪系统板

系统板包括微处理器以及从内置模块获取和处理生理数据的电路，它由应用程序子系统、设备子系统、前端接口子系统、通用子系统等四个子系统组成。

（1）应用程序子系统。应用程序子系统使用应用程序 CPU 与参数模块共同工作

以处理生理信号，处理系统和新的应用程序。应用程序子系统有自己专用的内存和一个 MPB 接口芯片。

（2）设备子系统。设备子系统使用设备 CPU 完成所有不基于应用程序的任务，例如显示通信、参数模块和前面板的接口、EEPROM 的控制以及实时时钟的读写。EEPROM 用于系统配置信息的存储。

（3）前端接口子系统。前端接口子系统包括一个前端接口 CPU，允许设备子系统与安装在前端支架上的参数模块通信。设备子系统通过在应用程序 CPU 与前端接口 CPU 之间共享 RAM 空间来实现这个通信。两个 CPU 之间有两个物理的 RAM 供用。前端 CPU 使用轮询方案通过一个串行连接与选定的模块通信。前端 CPU 将适当格式的数据写入共享的 RAM 以便于设备 CPU 能够访问这些数据。

RAM 选择信号能够由设备 CPU 或前端 CPU 产生。

参数模块接口子电路还有一个模拟部分，允许外部的除颤信号能够与 ECG 信号同步。ECG 信号从前端 CPU 送入一个 D/A 转换器和一个滤波电路，经过调解的 ECG 信号流入除颤器，除颤器返回一个标志脉冲给前端 CPU，前端 CPU 将标志脉冲与 ECG 信号一起处理。

（4）通用子系统。这个子系统为应用程序和设备子系统提供复位信号、电源失效中断、主时钟以及其他各种时钟。

4. 前面板键盘

Viridia 26/24 系列的键盘提供了操作接口。系统板上的前面板接口电路扫描键盘区，控制 LED 指示、产生模拟波形驱动扬声器。前面板 CPU 完成电路的处理工作。

5. 显示器

Viridia 24 型监护仪的液晶显示模块是一个 640×480 像素的全点阵单色图形显示单元，由 LCD 板、背光的荧光管以及 LCD 驱动行列电路组成。

Viridia 26C/26CT/24C/24CT 型监护仪采用的平板式显示器是一个 640×480 像素的彩色图形显示单元，由平板显示器、背光的荧光管以及驱动行列电路组成。

6. Viridia Model 24 型监护仪的显示适配器板

Viridia Model 24 LCD 适配器板提供以下功能。

（1）背光逆变器组件的定位。

（2）LCD 接口。

（3）LCD 偏压以及对比度/亮度电路的定位。

（4）关于平板型号及点距的编码数据。

7. Viridia Model 26C/26CT/24C/24CT 监护仪的 3 块集成部件

Viridia Model 26C/26CT/24C/24CT3 块集成电路板提供以下功能。

（1）一个 LCD 适配器板用于平板式显示器的接口。

（2）一个 DSPC 板用于显示控制。

（3）一个 CDCI 板用于系统板的接口。

8. 服务端口连接器

系统板上的服务端口连接器排列在主机右边的盖子上，提供对可编程的设备及应用软件的访问。

9.6 槽支架、8 槽支架

6 槽支架最多支持 6 个单宽度的参数模块，8 槽支架最多支持 8 个单宽度的参数模块。参数模块可以是单宽度的，也可以是双宽度的。对于外部连接有两个连接器：一个是顺流连接用于多支架配置和一个逆流连接。Viridia 26/24 系列不支持连接多个支架。

四、HP 监护仪网络工作原理

HP Viridia 监护网络是一个局域网，用于在 Viridia CMS 和 Viridia 26/24 系列床边监护仪、中心站、记录器以及计算机系统之间共享病人生理参数及其他数据。HP Viridia 监护网络是一个数字通信网络，在接入仪器和系统之间传递病人数据。

HP Viridia 监护网络使用专用的网络协议将每个监护仪采集到的病人信息数字化，HP Viridia 监护网络从每个监护仪采集病人信息并将这些信息以广播的方式发送到网络中其他的监护仪和系统。

HP Viridia 监护网络再不需要用户干涉的情况下完成病人信息的采集和广播发送工作，从广播的病人信息，护理人员能够显示和接收通过网络中的 Viridia CMS 或 Viridia 26/24 系列监护仪检测的任何一个病人的信息和发出的自动警报。

任何形式的病人信息都能够传递，包括波形（例如 ECG、血压、呼吸）、参数信息（如心率/脉搏、血压值、呼吸率）。HP Viridia 监护网络以 3.6Mb/s 的速率传递这些信息。

1. HP Viridia 监护网络的组件

HP Viridia 监护网络的组件包括 HP 护理集线器（SCC）、HP Viridia 监护网络（SDN）接口电路、分支电缆、本地分布电缆（LDC）、墙盒和面板。

（1）HP 护理集线器（SCC）。HP 护理集线器是串行分布式网络的核心部件，HP 护理集线器为仪器和系统提供了到 HP Viridia 监护网络通信的物理连接。HP 护理集线器建立了 HP Viridia 监护网络的数据轮询周期，控制数据拘留、定时、同步以及数据在网络上的分配。

HP 护理集线器还完成一些基本的容错检查程序以保证 HP Viridia 监护网络通信的可靠性，HP 护理集线器通过一些自诊断程序进行错误检查、故障检查和维修。

HP 护理集线器有一个金属底盘，上面有外壳以及线夹、电源以及两块 PC 板。

（2）HP Viridia 监护网络（SDN）接口电路。HP Viridia 监护网络接口电路是 HP Viridia 监护网络与 Viridia CMS 和 Viridia 26/24 系列监护仪主微处理器之间的一个智

能接口。这个接口通过 HP Viridia 监护网络向其他系统发送或从其他系统接收信息。

（3）墙盒和面板。墙盒是标准尺寸，NEMA。

（4）分支电缆。分支电缆是永久安装的电缆，在 HP 护理集线器与墙盒之间提供长距离连接。

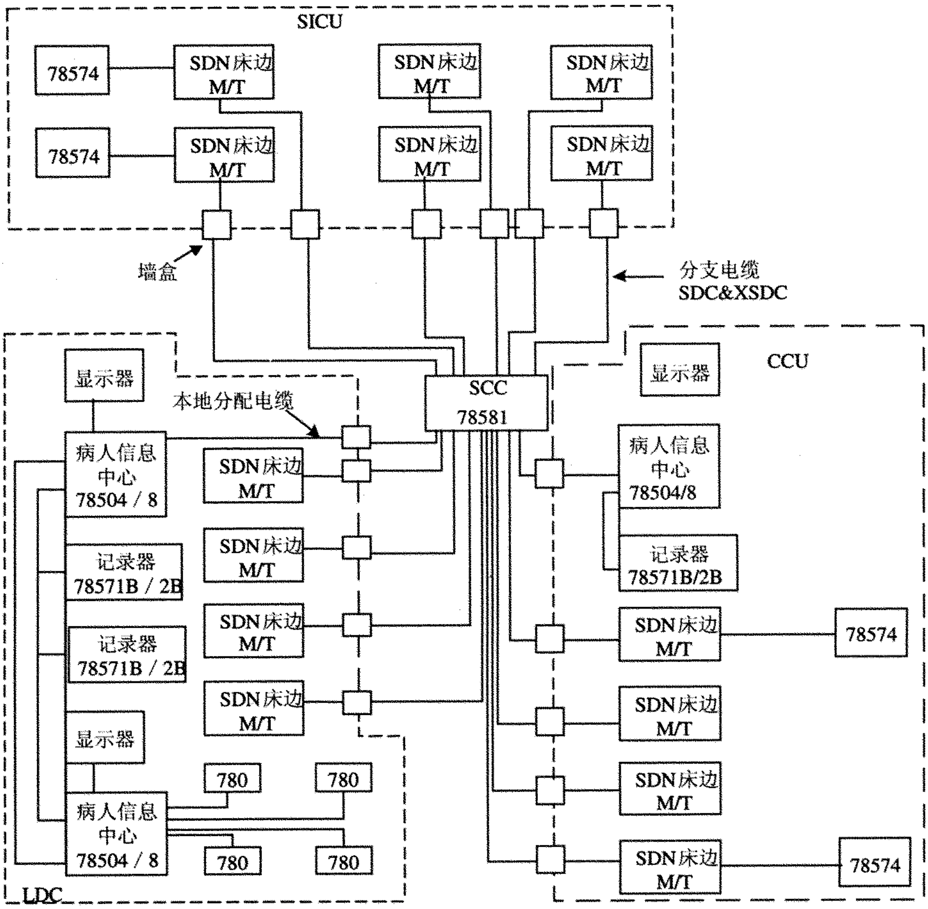


图 4－27　HP Viridia 监护网络配置实例

（5）本地分布电缆（LDC）。本地分布电缆用于提供从墙盒到 Viridia CMS 和 Viridia 26/24 系列监护仪之间本地的串行连接，LDC 还可以将四个不同的仪器连接到一个墙盒。通过 LDC 将系统连接到新地点的墙盒，使系统能够移到不同的床边。

2. 工作原理

HP Viridia 监护网络使用星型拓扑结构配置网络，HP 护理集线器是星型的中心，从中心最多可以扩展 32 个不同的分支。这些分支最多能够容纳 24 台床边监护仪例如 ViridiaCMSs 和 Viridia 26/24 系列监护仪，每个分支一个病人，最多有 6 个中央站以及两个计算机监护系统。

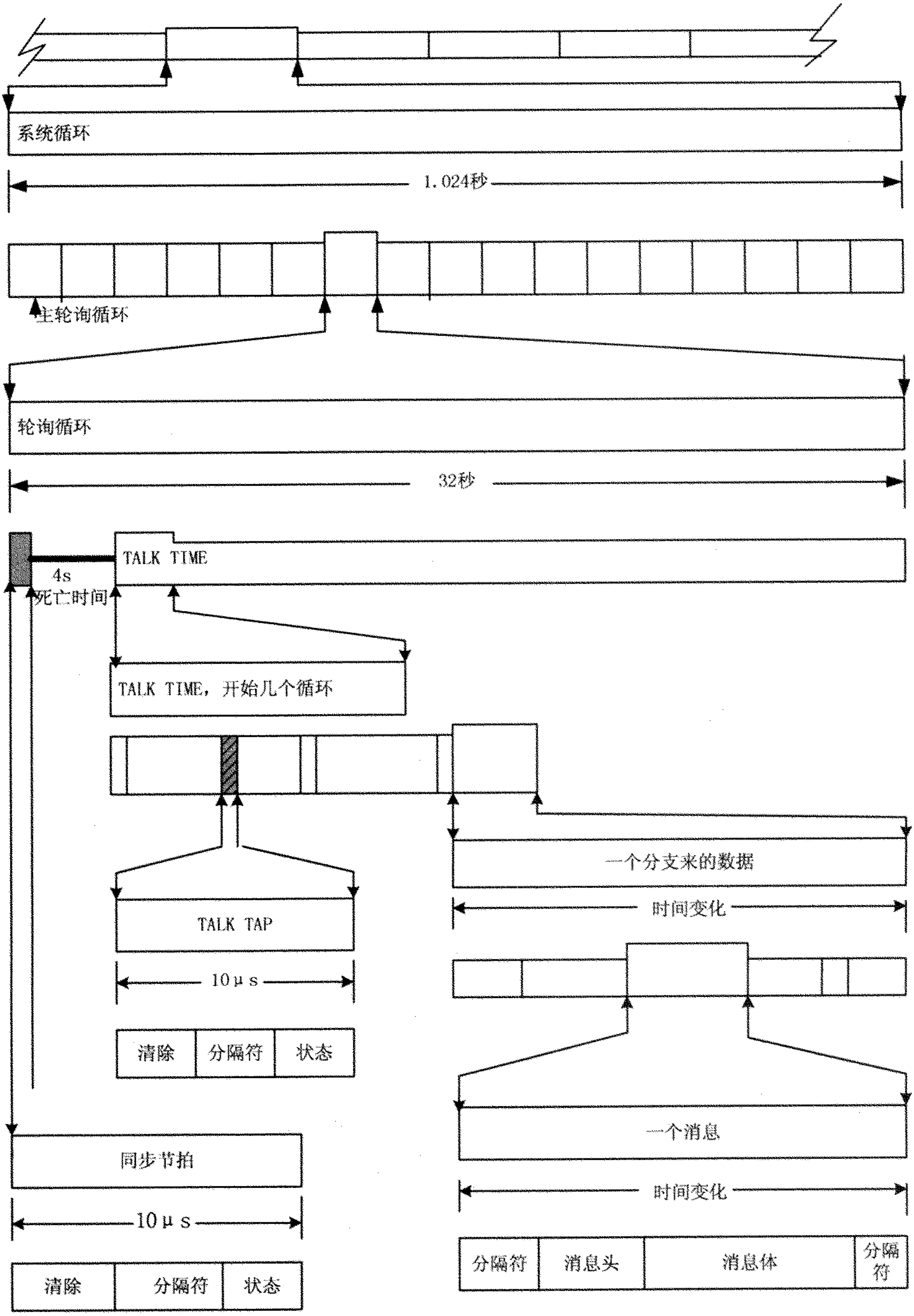


图 4－28　SCC 轮询一个分支的过程

HP Viridia **监护网络（SDN）配置实例如图** 4－27 **所示。**

HP Viridia **监护网络（SDN）采用轮询的方式以一定时间间隔向** HP **护理集线器（SCC）串行传递病人信息，**SCC **顺序的同步并向接入** SDN **的所有仪器广播收到的病**

人信息。SCC 与接入 SDN 的每一个 Viridia CMS 和 Viridia 26/24 系列监护仪中的 SDN 接口电路协同工作。

SDN 接口电路通过分支电缆为 SCC 发送和接收仪器与系统之间通信的 SDN 数据，还通过 LDC 为仪器与系统之间的通信发送和接收 SDN 数据。

任何一个时刻只有一台监护仪能够广播病人信息，SCC 将信息再次广播到 SDN 中的其他分支。SCC 的功能像一个旋转开关，允许每一个分支向其他分支转发信息。

SCC 每秒钟轮询每个分支 32 次，SCC 轮询一个分支的过程如图 4－28 所示。分支 0 上的系统发送它所有的信息直至发送完毕，当分支 0 发送其信息时，SCC 将这些信息同步广播至其他 31 个分支。

当 SCC 检测到分支 0 发送结束的信号后，关闭分支 0 接收器，然后轮询分支 1，依此类推对每一个分支重复轮询直至 32 个分支全部轮询一次。

如果一个分支有超过一个监护仪，靠近 SCC 的监护仪首先发送信息，当这个监护仪结束以后，它给下一个监护仪发送允许信号使其能够发送信息，这个过程在分支上的每一个监护仪上持续进行。每一个系统都有机会发送信息，但不能有两个监护仪同时发送信息。另外，任何一个监护仪能够监听其他系统发出的信息。

第四节　TEC－7500 系列除颤监护仪

TEC－7500 系列除颤监护仪包括 TEC－7511、TEC－7521、TEC－7531 三种型号，是日本光电公司生产的便携式除颤监护仪，具有除颤、监护、起搏、数据存储、记录、遥测等多种功能，仪器采用交直流两用供电方式，适用于医院 ICU、CCU 及院外急救等场合使用，在医院得到了广泛使用。

TEC－7500 系列监护仪各种型号之间有些不同，TEC－7500 系列除颤监护仪各种型号间的差别见表 4－5 所列。

表 4－5　　　　TEC－7500 系列除颤监护仪间的差别

名　称	TEC－7511	TEC－7521	TEC－7531	
极板	外置	有	有	有
	内置	无	选配	选配
	一次性极板	无	选配	有
无创起搏	无	无	有	
遥测	选配	选配	选配	
TTR 测量	无	有	有	
极板接触显示	无	有	有	

一、TEC－7500系列除颤监护仪概述

TEC－7500系列除颤监护仪具有多项功能。

1. 除颤

该除颤监护仪提供了除颤和同步电复律模式。

（1）除颤器充电时间。采用交流电源供电时，除颤器在5s内充满360焦耳能量，采用完全充满电的新电池供电时，充满360焦耳能量需要10s的时间。

（2）ECG恢复时间。除颤以后，ECG波形能够在3s内显示出来以便于能够立即检查和记录心脏节律的变化。（使用外部极板、一次性电极或ECG连接电缆时）

（3）内部极板和一次性极板（自粘贴的除颤电极）。TEC－7521和TEC－7531能够使用内部极板和一次性极板，一次性极板预先凝胶在一个密封的包装中，它具有的平坦的截面和自粘的特性使其能够安全地附着在病人身上。另外在长时间使用时它们还能保持牢固的粘贴和较低的阻抗，这允许在整个除颤过程中进行连续的ECG监护。

2. 监护

（1）5.5英寸的CRT显示器。除颤器在5.5英寸的CRT显示器上监护除颤和4秒钟的ECG波形，监护能够定时地呈现除颤过程及后续结果的信息，另外还能够设置心率和SpO_2的报警。

（2）ESU抑制。为了保证进行清晰准确的ECG监护，采用了一个ESU噪声抑制滤波器滤除电外科器械的噪声。

（3）接收和显示发射器送来的信号。如果安装一个ZR－751VK遥测接收器选配件，除颤器能够用做床边监护仪显示ECG波形、心率和SpO_2（%）。

注意

遥测的ECG信号不能用于同步的电复律操作。

3. 起搏（仅TEC－7531）

TEC－7531除颤器具有无创起搏功能，能够通过病人胸部表面的一次性电极施加电刺激，这能够对除颤以后的心动过缓进行急救治疗。

4. AC和电池电源操作

为了做到便于携带和方便急救使用，除颤器可以使用交流电源和电池两种方式供电。一个充满电的新电池可以以任何能量（最多360J）放电50次，或者连续监护2小时。

5. 数据存储

除颤器具有一个内置存储器用来存储ECG波形和数据，电源关闭以后也能够保存，这些数据可以进行打印。存储器的容量取决于存储的信息类型，详细情况参见记录部分。

6. 记录

本机有手动记录和自动记录两种方式。

手动记录完成以下功能。

●波形记录。以 5mm/S 或者 25mm/s 的速度记录任意长度的 ECG 波形和注释信息。

●报告记录。当进行除颤操作或者按下事件键、或者产生警报时，存储事件数据、除颤报告以及最多 6 分钟的 ECG 波形和注释信息。

●事件记录。当按下事件键时，存储按键时刻前 4 秒到后 12 秒的 ECG 波形和注释信息。

●趋势记录。记录心率和 SpO_2 趋势图和表格趋势数据。

自动记录完成以下功能。

除颤记录。记录从充电时刻开始到除颤完成后 12 秒的 ECG 波形和注释。

警报记录。记录警报产生时刻前 4 秒到后 12 秒的 ECG 波形和注释信息。

7. 遥测功能

配备 ZR－751VK 遥测接收器选配件以后，除颤器能够显示来自于发射器的 ECG 波形和 SpO_2 数据（%）。

配备 QI－751VK 发射器接口单元和发射器选配件以后，除颤器能够将 ECG 波形发射到床边监护仪或中央监护仪。

注意

遥测接收器和发射器同时只能安装一个。

8. 自检程序

除了电源的自动自检，还有一个复杂的程序用于检查电池、HV 电容性能、内置的记录器以及除颤器所有的重要部分。

二、TEC－7500 系列除颤监护仪工作原理

TEC－7500 系列除颤监护仪的原理方框图如图 4－29 所示。TEC－7500 型系列除颤监护仪的结构主要包括以下几个部分。CPU 板，记录单元，主板，开关及 LED 板，测试载入板，起搏开关板（仅适用于 TEC－7531），起搏输出板（仅适用于 TEC－7531），HV 继电器单元，CRT 单元，极板。

1. CPU 板

CPU 板的原理方框图如图 4－30 所示。CPU 板基于 TMP68303 中央处理器，TMP68303 的外围电路包括 16.67 MHz 的时钟、门阵列、CRT 控制器、帧存储器、A/D、电源监视器和复位、HVI/F、HV 故障安全及 EEPROM 等电路。CPU 提供了处理能力以运行仪器，主要执行以下功能。

（1）串行接口。串行接口允许在 CPU 板和 ZB—800P 发射器及起搏单元之间发

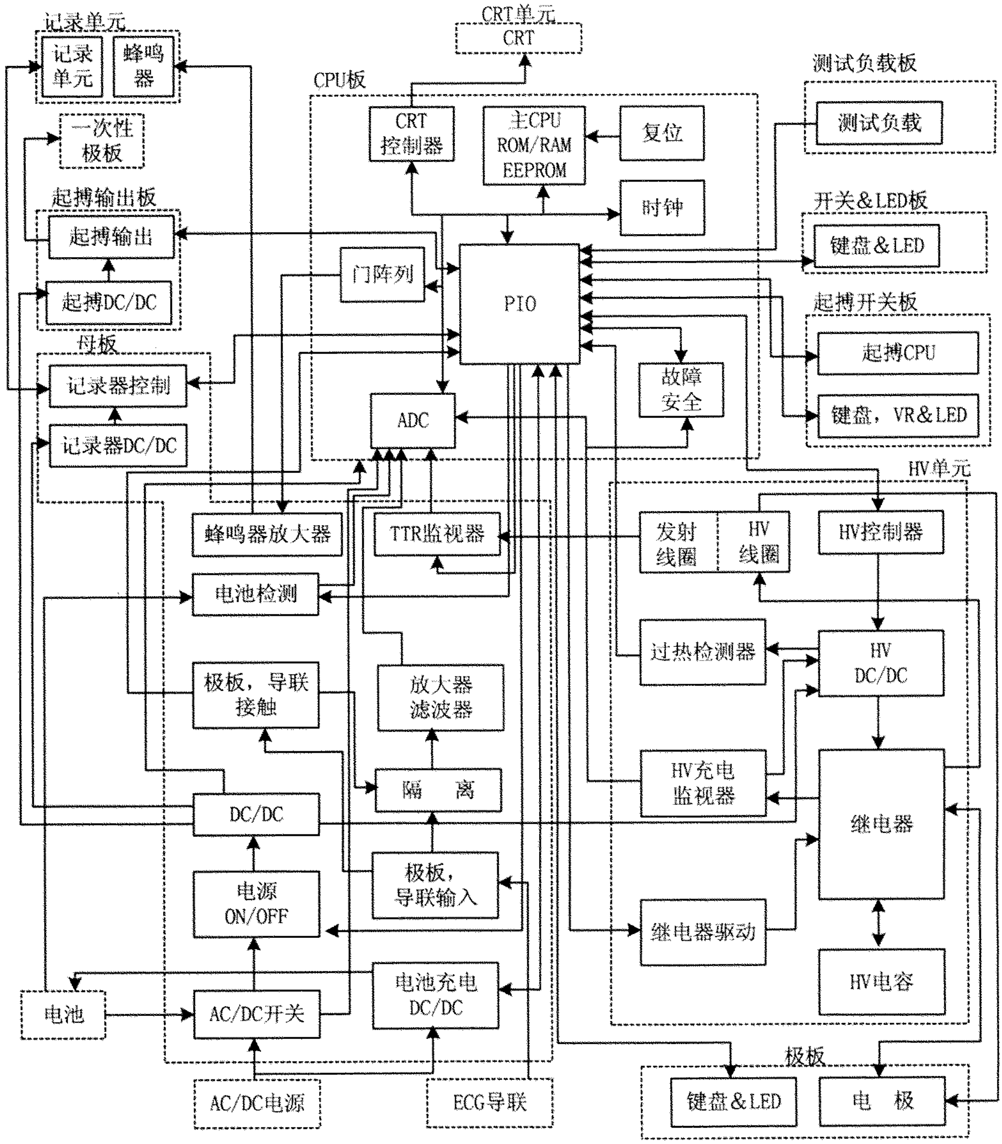


图 4－29　TEC—7500 系列除颤监护仪原理方框图

送和接收串行数据。

（2）DMA 控制。直接存储器存取，DMA 控制器负责从 A/D 转换器传送数据并将字母数字数据传送到记录器。

（3）高压部分控制。CPU 板提供了高压电容充电及高压部分在内部和外部放电的控制。

（4）放电失败安全。CPU 板通过比较能量选择按钮设定的能量和高压电容存储的能量，提供放电失败安全功能。在正常条件下，高压电容存储的能量与能量选择

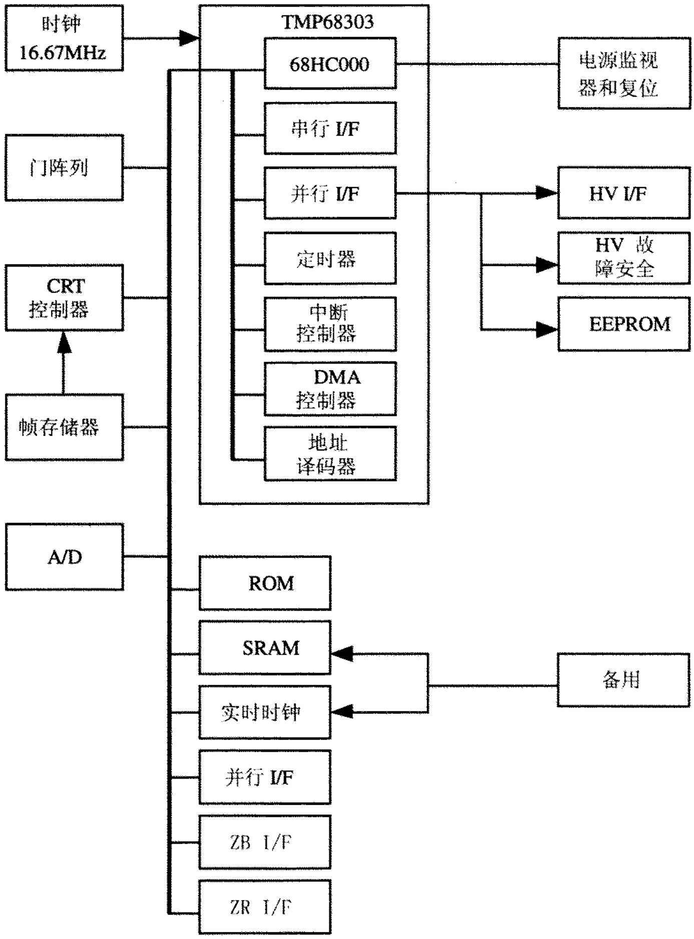


图 4－30　CPU 板的原理方框图

按钮设定的能量匹配，但是，在发生故障时，高压电容存储的能量与能量选择按钮设定的能量会有差异。当 CPU 确定这个差异超出允许范围时，它会禁止使用外部放电电路，在内部对高压电容存储的能量进行放电。

（5）热阵头数据传输定时。CPU 板为将数据传输到热阵头提供定时时钟。

（6）实时时钟。CPU 板上的实时时钟为仪器提供日期和时间数据，实时时钟由锂电池提供备用电源。

（7）CRT 控制。CPU 板上的 CRT 控制器控制图形和数字在 CRT 上的显示方式。

（8）CRT 和显示器。5.5 英寸（139mm）的 CRT 采用光栅方式显示信息，总的可用光栅区域是 800×256。但是显示电路上的 CRT 控制器显示字符尺寸为 8 点 8 条光栅，这使屏幕能够在 32 行显示 200 个字符。CRT 控制器控制帧内存（SRAM）中光栅模式的显示。帧内存中的光栅模式在输出到 CRT 之前变成视频信号。

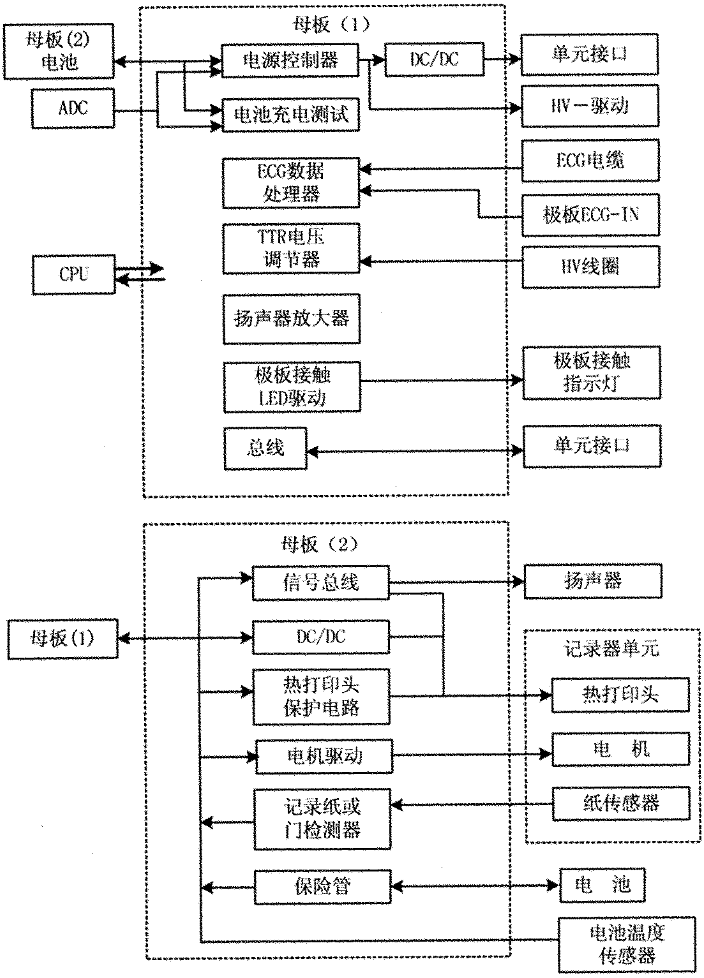


图 4－31　母板原理方框图

（9） EEPROM。EEPROM **存储了仪器的默认设置信息，当** SRAM **中发生备用错误时仪器调用默认设置到** SRAM。

（10） EEPOT。**仪器的系统软件使用** EEPOT **调整** ECG **波形数据的增益。**

（11） ZB **接口。**ZB **接口负责处理除颤监护仪与** ZB－800P **发射器之间的通信信号。来自发射器的串行通信信号通过** CPU **内置的** RS232 **接口送入** CPU **进行处理，来自除颤监护仪的并行通信信号首先由缓冲器锁存，然后转换为** 14 **位的串行通信输出到** ZB－800P **发射器。**ZB **接口从母板接收模拟的** ECG **信号，然后输出到** ZB－800P **发射器。**

ECG **波形输出为** 1V/mV **（模拟，无偏移）电源要求为** +8V，20mA。

（12） ZR **接口。**ZR **接口负责处理除颤监护仪与** ZB－800P **接收器之间的通信信**

号。一个帧门阵列在 ZR－800P 接收单元提供的定时信号的控制下，将 ZR－800P 送来的串行数据转换成为并行数据。

电源要求为＋8V，150mA。

（13）记录控制。CPU 板为记录单元提供控制信号，这些信号包括数据、时钟、锁存、热敏记录头的选通信号。

（14）纸和门状态控制。CPU 板接收记录纸和门状态监测电路的输出信号以后为显示单元、记录器单元或警报产生单元，输出相应的控制和数据信号。

2. 母板

母板由两块印刷电路板母板（1）和母板（2）组成，这两块电路板永久地连接在一起，作为一块电路板工作其原理方框图如图 4－31 所示。母板执行的功能主要有以下几项。

（1）电源控制。除颤监护仪可以由交流电源、汽车电池或常规电池供电。母板确认目前仪器可以使用哪一种电源。在仪器采用电池供电时，如果交流电源可用，则母板自动转换到交流电源供电方式。在工作过程中，仪器监视电池电压以及 AC/DC 板的输出电压。如果仪器仅仅依靠电池供电，当电池电压降低到 10V（监护过程）或 9V（高压充电过程）以下时，仪器将会停止所有的工作。

（2）DC/DC 转换。母板将 AC/DC 板输出的＋24V 电压转换成为＋12V、＋8V、±6V 以及＋5 V。但是，如果仪器由电池供电，将使用电池输出的范围为＋9～13 V 的电源产生上述电压。DC/DC 转换输出电压的用途见表 4－6 所列。

表 4－6　　DC/DC 转换输出电压的用途

电　压	用　　途
＋12V	为 CPU 板、HV 驱动板、CRT 单元、母板 2 供电
＋8V	为 CPU 板供电
＋6V	为 CPU 板、起搏单元供电
－6V	，为 CPU 板、起搏单元供电
＋5V	为 CPU 板、起搏单元以及母板 2 供电
＋24V	为记录器单元供电

（3）电池充电。在交流供电的工作方式下，如果安装有蓄电池，母板采用两种充电方式为蓄电池充电。母板通过快速充电方式对蓄电池进行充电直至接近满充电点，然后转换到连续补充充电方式，使蓄电池电压保持在满充电点。在充电过程中，母板监视电池附近的一个温度传感器。母板根据电池的温度调整充电工作，如果电池温度升高至 60℃以上，母板将停止充电过程。充电过程中还需要监视电池的阻抗，如果母板发现电池阻抗过大，就会通知 CPU 板电池产生故障。整个充电过程的状态由母板监视，母板依次给电池充电指示灯和充电完成指示灯输出控制信号。

(4) 电池测试。母板提供了电池测试功能，并能够显示测试结果。

(5) ECG 数据处理。母板上有必需的 ECG 处理电路，对通过极板或 ECG 电极采集然后通过 ECG 输入插口输入的原始 ECG 信号进行处理。

ECG 处理电路完成下列功能。

- 从极板或 ECG 输入插口选择输入的 ECG 信号。
- 对从极板或 ECG 输入插口选择输入的 1mV 数量级的 ECG 信号进行放大以便于进行 A/D 变换。
- 产生用于记录的 CAL 波形。
- 在屏幕上产生 TEST 波形。
- 检测来自于 ECG 输入插口的 ECG 信号的导联脱落情况。
- 检测起搏脉冲。
- 测量极板阻抗。
- 输入极化电压进行 A/D 变换。
- 滤除 ECG 信号中的噪声。

(6) TTR 电压积分。母板在充电过程中对 HV 电感的次级绕组产生的电压进行积分，积分结果送到 CPU 板以计算经胸电阻和输送的能量。

(7) 声音放大。母板放大来自于 CPU 板的 QRS 同步声音、警报声音、按键声音以及充电声音，并将放大以后的声音输出到记录器单元上的蜂鸣器。

(8) 极板接触 LED 驱动。母板在 CPU 板的控制卜输出 LED 驱动信号以驱动体外极板上的极板接触指示灯。

(9) 单元接口。母板为仪器各个部分提供了连接接口，例如记录器单元、扬声器、电池热敏电阻、经过保险管的电池以及 CPU 板。

(10) 记录器电机驱动。母板在 CPU 板的控制下为记录器单元的电机输出电机驱动信号。

(11) 热敏头保护。如果某个信号持续打开热敏头上的一个点就会损坏这个点。当仪器打开或 CPU 板山现故障时就会产生这种信号。母板监视这个信号，当信号打开时间过长或 CPU 板出现故障时就会关闭这个信号。

3. 开关和 LED 板

开关和 LED 板的原理方框图如图 4－32 所示。开关和 LED 板由四块印刷电路板组成，即：旋转开关模块，除颤器模块，监视模块，记录模块。这四块电路板通过电缆相互连接。开关和 LED 板在 CPU 板和旋转式开关、除颤器按键及 LED、仪器的监护和记录面板之间提供接口。

4. 测试负载板

测试负载板的原理方框图如图 4－33 所示。测试负载板用于消除由放电能量检查产生的能量，放电能量的消除通过一个 1.4/50 衰减器进行。同时利用一个光电耦合器监视电压衰减器的输出，当光电耦合器检测到衰减电压的存在时，就给 CPU 板

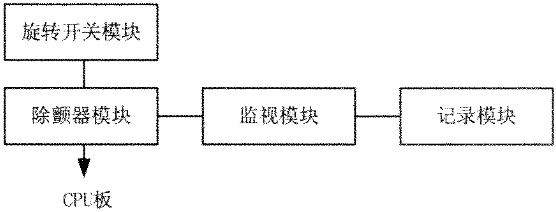


图 4－32　开关和 LED 板原理方框图

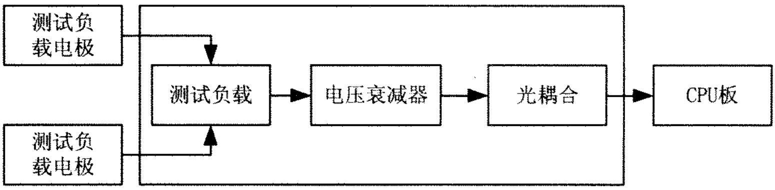


图 4－33　测试负载板原理方框图

输出一个持续的状态。

测试负载板设计能够经受 50J 的放电能量，但实际上该板最多能够经受 15 次充电放电操作的 50J 放电能量，每次充放电操作持续时间为 20 秒。

5. 起搏开关板（仅 TEO－7531）

起搏开关板的原理方框图如图 4－34 所示。

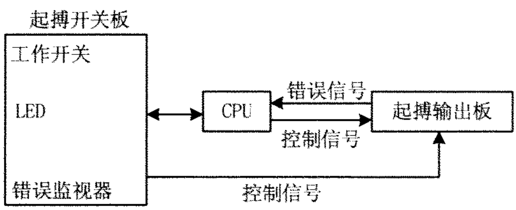


图 4－34　起搏开关板的原理方框图

起搏开关板为起搏部分以及 CPU 板上的按键、选钮和指示灯提供接口。该板还有一个监视电路用于监视仪器的起搏操作以发现是否有异常的起搏频率和起搏输出电流。当监视电路检测到这些异常时，它将阻断起搏定时信号的输出以停止起搏。

6. 起搏输出板（仅 TEC－7531）

TEC－7531 型除颤监护仪起搏输出板的连接方框图如图 4－35 所示。其工作原理如下。

（1）病人隔离。起搏输出板需要连接到与病人直接相连的设备上，因此起搏输出板必须具有病人隔离措施。高压隔离电路由电源部分的一个电源变压器实现，光电耦合器实现控制信号和数据的隔离。

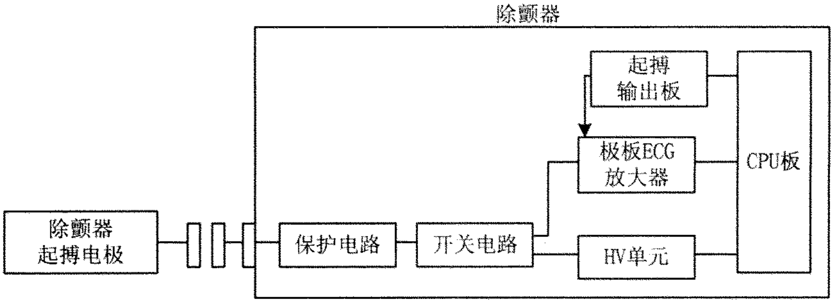


图 4－35　TEC－7531 型除颤监护仪起搏输出板的连接方框图

当起搏 On/Off 按键按下以后启动起搏操作，起搏开关板使一个信号有效，起搏 On/Off 指示灯点亮，DC/DC 转换器产生一个 150 V 电压用于起搏脉冲。如果该信号无效，起搏 On/Off 指示灯熄灭，电路中的所有高压立即在内部放电。

（2）DC/DC 转换器。DC/DC 转换器将母板送来的 9～24V 电压转换成为 150V 作为起搏电压，母板还为 DC/DC 转换器提供＋5V 工作电压。

（3）恒流驱动。恒流驱动由预先设定的恒定电流输出起搏脉冲。

（4）波形发生器。波形发生器为输出电流波形和波形电流的设定提供图式。

（5）起搏脉冲电流监视器。起搏脉冲电流监视器将输出起搏脉冲的电流值与设定的电流值进行比较，如果两者不同，起搏脉冲电流监视器给 CPU 板输出错误信号。

（6）光电耦合器。光电耦合器为接地电路和浮地电路之间的控制信号提供通信接口，例如 CPU 板输出的起搏 On/Off 信号以及错误检测板输出错误信号。

（7）错误检测电路。错误检测电路当检测到起搏开关发生故障或者过大的输出负载电阻阻碍电流流过电路时，给 CPU 板输出错误信号。

（8）输出电流监视器。输出电流监视器检查起搏脉冲的输出电流以确认是否有异常。

7.HV 继电器单元

HV 继电器单元由 HV 驱动板、HV 继电器单元及升压器组成，HV 驱动板原理方框图如图 4－36 所示。

（1）升压变压器。升压变压器是一个 DC/DC 变换器，主要负责提供各种设置需要的电压以及给高压电容充电。

（2）HV 继电器。仪器共有两种继电器：外部继电器和内部继电器。外部继电器负责断开/关闭 ECG 信号输入电路的连接，或者打开关闭起搏输出电路通过极板到病人的连接，或者打开或关闭高压充电电路到高压电容的连接。在 ECG 监护或起搏工作方式下，外部继电器关闭 ECG 输入电路或起搏输出电路通过极板到病人的连接以及高压充电电路到高压电容的连接。这允许仪器拾取病人的 ECG 信号或给病人

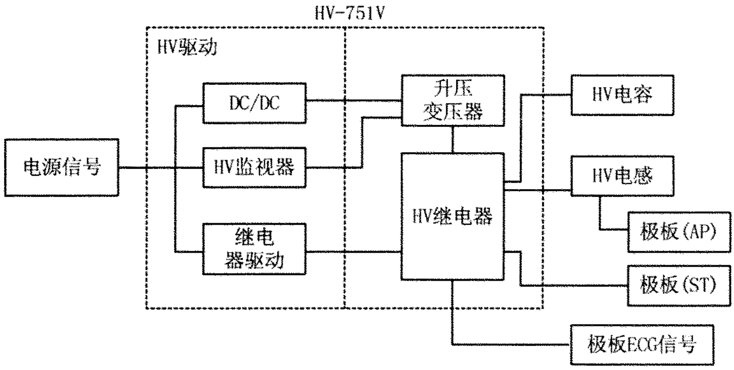


图4-36　HV驱动板原理方框图

输出起搏信号。另外，如果充电过程激活，高压充电电路可以给高压电容充电。在除颤过程中，外部继电器断开这些连接。但是在这种情况下高压电容到病人的连接接通，这允许高压电容通过病人释放存储的能量，并防止ECG输入电路和起搏输出电路遭受输入的高压的损坏。

当检测到错误，或者电容处于充电状态超过40s或者旋钮开关选择“DISARM”时通过内部继电器消除电容的能量。在这种情况下，内部继电器选通电路释放高压电容存储的能量。

(3) HV驱动板。HV驱动板有三个功能模块。

●DC/DC转换控制模块。DC/DC转换控制模块为高压升压器提供开关控制，这个模块通过母板接收到CPU送来的开始充电的信号后输出控制信号到开关管FET，打开或关闭升压器。这个模块还能够监视开关管FET的温度，当开关管FET温度太高时给CPU输出过热信号。

●电压监视模块。电压监视模块监视高压电容的电压，它能够衰减高压电容的电压，通过母板输出电压读数到CPU板。当这个模块发生故障时，能够给CPU板输出故障信号。

●高压继电器驱动模块。高压继电器驱动模块控制高压外部或内部继电器的打开和关闭，这个模块通过母板从CPU板接收驱动信号。当外部继电器驱动模块发生故障时，通过母板输出故障信号至CPU板。

8. 外部极板

外部极板与母板的连接方式如图4-37所示。

外部极板将成人电极和儿童电极融合在同一个设计中，胸部极板有一个放电按钮和一个极板接触指示器（仅ND-752V），APEX极板有充电按钮、放电按钮以及充电指示灯。

当充电按钮按下时，它使高压电容充电信号有效。然后CPU板输出信号到母板点亮极板充电指示灯。为了通过外部极板释放电容存储的能量，两个极板上的放电

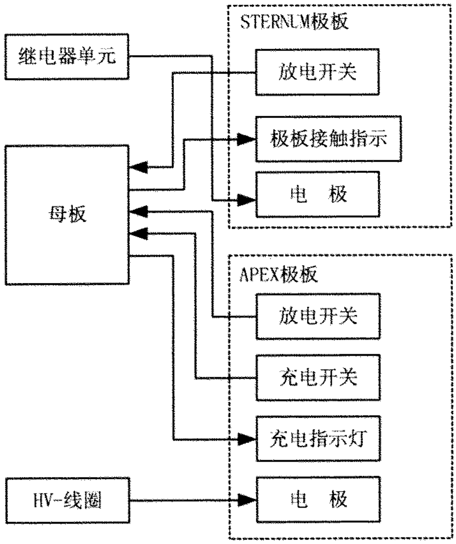


图 4－37　外部极板与母板的连接方式

按钮必须同时按下使充满电的电容的输出直接接到外部极板的电极上。

当两个放电按钮不是同时按下时，极板的电极拾取病人的生理信号。这个信号可以使 CPU **板能够确定电极一皮肤的接触阻抗。**CPU **板然后输出控制信号给母板上的极板接触指示灯驱动器。**

9. **记录器单元**

记录器单元结构方框图如图 4－38 **所示。记录器单元由以下几部分组成：电机，热打印头，扬声器，纸传感器及门传感器。**

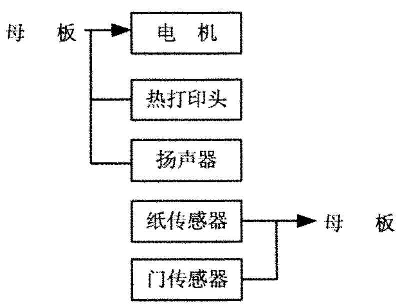


图 4－8　记录器单元结构方框图

记录器单元通过母板从 CPU **接收电机驱动控制信号，这个电机驱动控制信号用于驱动记录器单元的电机。记录器单元通过母板从** CPU **接收热敏头打印控制信号，这个信号用于打开或关闭记录器的热敏头。**

扬声器通过母板从 CPU **收到声音信号后直接输出声音。**

记录器单元由一个传感器用于检测仪器是否有记录纸，另一个传感器用于检测记录纸盒的门打开还是关闭。这些传感器的状态输出至母板。

10.ZR－I/F 单元（选配件）

ZR－I/F 单元的原理方框图如图 4－39 所示。ZR－FF 单元为 ZR－800P 接收器单元提供接口。ZR－800P 接收器单元接收和解调来自于兼容的光电公司的病人发射器发出的遥测信号。解调以后的信号输出到 ZR－I/F 单元进行处理，然后送到 CPU 板。

天线选择器将 ZR－800P 接收器单元的天线设置为多样性或天线 1 状态。

遥测信号携带了 ECG、起搏脉冲、SpO_2、电池状态、导联脱落状态以及病人发出的呼叫护士信号。

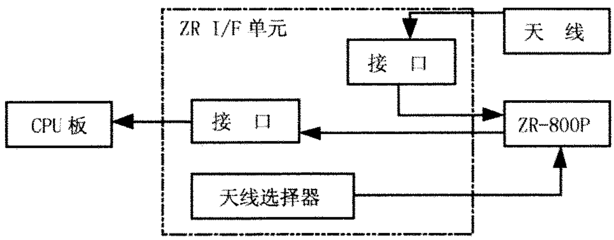


图 4－39　ZR－I/F 单元的原理方框图

11.ZB－I/F 单元（选配件）

ZB－I/F 单元的连接方框图如图 4－40 所示。ZB－I/F 单元为 ZR－800P 发射器提供接口。CPU 板输出发射数据到 ZB－I/F 单元，ZB－I/F 单元对这些数据进行处理，然后将处理后的数据输出到 ZR－800P 发射器单元。ZR－800P 对这些数据进行调制然后以广播频率发射这些遥测信号到兼容的光电公司床边监护仪或心脏遥测系统。



图 4－40　ZB－I/F 单元连接方框图

遥测信号携带了 ECG 以及病人导联脱落状态数据。

三、TEC－7500 系列除颤监护仪的维护

1. 禁用场合

禁止在易燃气体（如易燃酒精、压缩氧气、高压氧气）或在电弧能够引起爆炸的环境中使用本机。

2. 使用须知

（1）环境条件。林格氏盐溶液以及血液等液体是电的良导体，为了避免形成具有潜在危险的电通路，在任何时刻都应该保持除颤器及其邻近区域干燥清洁。

（2）除颤器周围半径 1 米的范围内禁止使用任何不必要的、不是用于病人监护的设备。这些设备能够发射无线电或电磁场，通过在 ECG 波形上产生噪声或产生其他错误信息而干扰除颤器的工作。如果这些设备无意中放置在除颤器周围，请尽快移开。

（3）使用电外科器械（ESU）时应注意以下两点。

●使用 ESU 时不要进行除颤。

●使用 ESU 时不要将外部极板、一次性极板或内部极板附着在病人身上。

不遵守这些规定可能会引起严重的电灼伤、电击或其他伤害。使用 ESU 时除颤器只能工作在监护方式下。

（4）操作除颤器时要遵导以下规则。

●除颤器只能由受过训练的专业医护人员操作。

●只能使用光电公司或经其授权的经销商提供的 LC－S2912 电池组。

●在潮湿环境下有水蒸气时不能使用。

●当除颤器通过电极、一次性极板、外部极板或内部极板与病人接触时禁止开关除颤器，为了保证病人和操作人员的安全，请严格按照操作手册的规定开关除颤器。

●在开始充电之前，请确认极板已正确地安装在病人身上。

●除颤之前，确认没有人接触病人或者连接到病人身上的设备，否则会造成严重的电击或伤害。

●如果极板通过凝胶短接在一起，不要进行放电，否则会造成严重的电灼伤，而只有较少的能量加到心脏。

●确认除了极板的电极盘以外其他地方没有凝胶，如果极板的把手上有凝胶，会造成操作人员的点击。

●禁止接触电极盘和极板的边缘，否则会造成点击、电灼伤或其他伤害。

●如果在电池测试过程中需要除颤，应该取消电池测试，在交流电源的供电下进行除颤。禁止在电池供电的情况下除颤，因为在测试时电池可能已经被放完电。

（5）对安装起搏器的病人应注意以下两点。

●对安装起搏器的病人进行严密观察，在心脏停止跳动或心律失常的情况下起搏率可能仍在继续，不要仅仅依靠心率警报和指示的心率。

●由于电过冲可能引起某些起搏器产生错误的较低的心率指示。

（6）遵守所有的一次性极板标注的指示。

●禁止重复使用一次性极板。

●禁止使用超过截止日期的极板，截止日期在一次性极板包装的标签上。打开

包装以后应尽快使用极板。如果极板超过截止日期或打开较长一段时间以后，凝胶就会变干。

●如果包装破损，不要使用该极板。

●不要在一次性电极的顶部粘贴极板。

●病人胸部有导电膏的地方不要粘贴极板。

违反这些警告会造成严重的皮肤灼伤。

（7）禁止打开除颤器的机壳，机器内部没有用户控制部分，危险的高电压可能会造成伤害。根据要求每月检查除颤器及其附件。

3. 注意事项

（1）电池使用的注意事项。

●如果显示“CHARGE BATTERY”信息，由交流电源供电进行除颤。

●如果显示“REPLACE BATTERY”信息，更换新的电池。

●不要使用充放电六个月的电池，安装或更换以后应该检查电池。

●每月应检查一次电池以保证最佳的性能。

●每年更新一次电池，如果电池超过一年，应该丢弃。

●除颤器不使用时应该连接到交流电源以持续对电池充电，准备随时除颤。

●下列条件不满足时不应在电池电源供电的情况下进行除颤。

环境温度　0℃～45℃。

相对湿度　30%～95%（0℃～40℃环境温度），30%～80%（40℃～45℃环境温度）。

●丢弃电池之前，请与当地的固态垃圾处理部门商讨再利用的方案或正确的销毁方法。

本机电池是可再利用的，在使用寿命结束以后，当地可能有特殊的销毁方法。

（2）操作时的注意事项。

●在除颤时应该移开或断开所有从病人身上有电气输入并且没有除颤保护电路的设备（除颤保护电路能够阻断除颤器的高电压，具有除颤保护电路的设备在靠近输入端的地方会有明确的标志），否则会给操作者造成严重的电灼伤、电击或其他伤害，同时也会损坏相连的设备。

●除颤器会由于过多的除颤造成的过热而损朝，请注意以下规定：一分钟内不要进行三次以上的除颤。对于长期连续的除颤有以下限制：如果允许每一分钟除颤以后冷却1分钟，进行360J能量的除颤不能超过60次，如果每一分钟除颤以后没有冷却1分钟，进行360J能量的除颤不能超过15次。

（3）连接外部仪器时的注意事项。当在ECG输入端口连接一个外部设备时，要确保该设备符合医疗设备安全标准IEC601－1或者心电监护设备安全的特殊要求IEC601－2－27。如果仪器不符合IEC601－1或IEC601－2－27的要求，应在仪器和交流电源插座间使用一个当地的医用隔离变压器。

4. 等电位接地

当同时使用几个医用电子仪器时，应该避免仪器之间的电位差。仪器之间的电位差会使电流流过接到仪器的病人身体，引起电击（微电击）。

禁止使用任何没有正确接地的仪器对病人进行诊疗。

在需要等电位接地的场合如手术室、ICU、CCU、心导管手术室以及X射线室必须进行等电位接地。

为了将除颤器进行等电位接地，将除颤器的等电位接地端子连到墙上接地的等电位地线端子。

如果没有地线，应该采用电池供电。

5，稳定的电源

突然断电或过大的电压起伏会影响数据的变化以及仪器工作的稳定性，为了避免这个问题，应该使用不间断电源供电。

第五节　医用监护仪的维修

随着技术的进步，医用监护仪的功能不断增加，性能也越来越高，这也进一步促进了监护仪在临床的广泛应用，目前医用监护仪已经是临床诊疗活动中必不可少的设备之一，因此做好医用监护仪的日常维护工作，降低设备故障率，提高维修效率，延长设备的使用寿命对医院的诊疗工作至关重要。本节重点介绍有关医用监护仪的日常维护及故障维修的知识。

一、医用监护仪的维护

1. 主机维护与保养

监护仪通常连续工作很长时间，容易因机内温度过高造成机内部件的提前老化甚至损坏，因此我们要做好机内、外的清洁工作，确保机器有良好的散热和通风。

（1）每1至2个月就要检查主机上的滤网，清洁上面的灰尘，太脏的可以用水清洗，但注意必须待晾干后才能装机。同时，还要检查操作面板、显示器的表面，用无水酒精清除上面的污垢，以免腐蚀这些重要部件。

（2）每半年至1年就要拆开机器外壳，耐机内进行除尘。除尘的同时可利用“看、闻、触”等直观的方法对机内各模块、部件进行检查。

2. 传感器的维护与保养

由于传感器本身的特性和所探测患者部位经常处于活动当中，因此传感器是容易损坏的部件，又是比较昂贵的重要部件。为了延长它们的使用期限，降低治疗成

本，应该做好对传感器的维护工作。

（1）经常与医护人员进行沟通，指导他们正确操作和保养监护仪和传感器。

不能折、拽传感器传输导线；不能摔、碰传感器的探头（如血氧饱和、温度、有创血压等探头）。对于测量无创血压的袖带，在没有捆扎在病人身上时，主机这时不能进行测量，以免损坏充气的气囊。对于监护仪要长时间监护的，而不需要监测血氧饱和时，可以通过调整系统配置来关闭此功能（如果此机器有此项设置）或拔掉血氧饱和与主机连接的接口（监护仪一般都通过接口来连接各个传感器），从而延长此种传感器的使用寿命。

（2）传感器探头上容易沾染上汗液、血迹等各种污垢，为了避免腐蚀探头和影响测量，要定期依照用户手册上提供的方法清洁探头。

3. 系统的维护

监护仪系统的设置不当，甚至错误，也常常会给医护工作者带来麻烦。比如：有心电波形，而没有心率；对高血压患者测不出血压；各参数显示正常，却报警不断等这些都有可能是系统设置不对造成的。因此要经常检查、维护系统，确保监护的可靠性、最优性（即最佳配置）。虽然监护仪各种各样，系统设置的具体方法各不相同，但大都有以下几个方面。

（1）病人信息在这些信息当中要注意的是“病人类型”选择要正确。一般分为Adul（成人）、Pedi（儿童）、Neo（新生儿），它们分别采用不同的测量方案，如果选错会影响测量的准确性，甚至无法测量。比如无创血压就有可能测不到而显示出错。

（2）对于功能的设置，要通过调整各参数的功能设置，使监护达到最佳的效果。比如调整波幅、波速使显示的各波形容易观察；通过使用各种频宽的滤波功能来消除工频、肌电等不同频率的干扰；以及设定显示通道、系统时钟、报警音量、屏幕亮度等等。

（3）对于报警配置要正确设定各参数的上、下限报警值。以免造成漏报误报。

二、医用监护仪的维修

医用监护仪是一种较为复杂的精密医疗设备，涉及到电子、计算机、机械、光学等多方面的知识，因此其故障的维修也较为复杂。下面从通用的方面简单介绍一下医用监护仪的维修方法及注意事项。

1. 医用监护仪的维修方法

医用监护仪的常见故障可以分为四类：机械故障、电路故障、传感器故障和其他故障。

（1）机械故障。一般指的是气路堵塞或气管老化漏气、气泵或真空泵功能不良以及电磁阀关闭不严等，维修时一般采用如下方法。

●确定漏气部位。直观的观察、或用止血钳夹住气管逐段定位。

●判断气泵功能是否良好。一般把气泵拆出来外接直流电来测试，把压力输出端连到普通的水银压力计上，看其压力能达到多大。电磁阀关闭是否良好也可用外接直流电来测试，看其动作之后能否将压力保持住。

●判断真空泵（用于麻醉监护仪）功能是否良好。用手感觉正负压力大小，或正压端用纸片测试，负压端适当接一加长透明塑料管（可用输液器管来代替），把管子伸入装有水的烧杯中看其能否吸取液体，注意不要让液体吸入真空泵中。

（2）电路故障。一般指电子元器件损坏而引起的故障。常用检查方法有观察法、测量法、替换法、示波法、对比法、屏幕错码提示法等。

●观察法是指打开仪器之后用目视，手摸的方法直接查出已损坏的元器件，或将故障范围缩小到某个部件，进而排除故障的方法。用目视方法可判断的故障通常有：电解电容器有无电解液溢出的痕迹；电阻、晶体管、集成块有无烧焦或炸裂；各引线有无脱落：机内有无放电火花或某处冒烟等。用手摸方法判断故障：通常开机一段时间（约 5 分钟）后；拔去电源，用手触摸变压器、大功率电阻、功率管等元器件是否异常发烫。

●测量法是利用万用表测量电路的电压、电流、电阻对故障进行判断的方法。测量电压法进行故障诊断的一般规律：先测供电电源电压，再依次测量其他各点压力：先测关键点电压，再测一般点电压。通过测量电压和参照电路图，可判断电路工作是否正常，晶体管和其他元器件是否良好。测量电流一般对感性负载而言，如监护仪记录部分的热笔线圈电流。测量电阻法通过测量元器件的电阻、PN 结极性或某段线路的电阻来确定故障。

●替换法是利用相同规格型号的元器件代换怀疑有问题的元器件而进行故障诊断的方法。

●示波法是利用示波器对电路的波形进行观察分析来判断故障的方法。如判断开关电源的振荡频率及数字逻辑电路中的时钟频率、数据、地址等波形是否正常。

●对比法是将两台相同型号的监护仪进行现象对比，必要时操作面板按键，再对换电路板初步确定故障范围，然后用测量法、示波法等方法再缩小故障范围的方法。

●屏幕错误码提示法是利用显示于屏幕上的错码来基本确定故障出在哪个功能模块上，查阅电路图，利用上述其他方法再缩小故障到某个元器件的方法。

（3）传感器故障。比较容易判断，例如心电导联断线，屏幕显示 LEAD OFF；血氧饱和度探头是否良好，看发光二极管发光是否正常，或用万用表测量发光二极管和接收二极管的 PN 结特性是否正常；压力传感器是否正常，看压力达到一定值时能否终止气泵；体温探头一般为热敏电阻，可用万用表测量其正负温度特性是否良好等等。

（4）其他故障。一般是指意想不到的因素引起的故障，往往是元器件的性能不

良或接插件接触不良引起，或者是维修者疏忽所引起的人为故障。

2. 医用监护仪维修注意事项

医用监护仪是一种非常精密的医疗仪器，其维护和维修需要有经过培训的专门人员进行，在维修过程中，必须仔细地检查，按照规范进行操作，下面简单介绍医用监护仪维修时的一些注意事项。

(1) 检查仪器设置是否正确，以排除“伪故障”。监护仪一般要同时监测多个参数，操作比较复杂，由于操作人员对仪器熟悉程度不够会导致“伪故障”。如，某护士反映一台百诺代 9511 型监护仪心率不准，心电波形也不太正常。经检查，由于护士的误操作，在启动仪器进入监护工作时没有按下“REAL”键，而是按下了“DEMO”键，仪器工作在演示状态，显示的是仪器的模拟心电图，改在“REAL”模式下就行了。

(2) 检查仪器外围装置，排除仪器外部影响。有些所谓的故障并不一定是仪器本身的，而是仪器外部某些装置造成的。如，一套“5+1”太空监护仪系统，5 台床边监护工作均正常，但中央告无任何床边机信息，呼叫床边机也无反应。经检查，中央台开机后仪器自检能顺利通过，应该说中央台本身发生故障的可能性较小，检查该系统的联网器，发现该机后板上“LOCAL/REMOTE”开关置在“REMOTE”上，改在“LOCAL”后恢复，该故障现象发生在中央台，但问题出在联网器，因此外围设备的检查也是必不可少的。

(3) 检查仪器供电及电源部分。电源部分的故障在监护仪故障中占有很大比例，遇到仪器整机不工作、显示屏不亮等情况，先从检查仪器电源部分入手。如，一台 CSl503 血氧饱合度仪，仪器电源打不开，无法工作。该仪器内部装有蓄电池，可在交流电或直流电下工作，该机由于长期不充电导致蓄电池放电过度，当仪器接上交流电时由于蓄电池把电压拉了下来而导致仪器打不开，此时更换蓄电池，或者把蓄电池卸下，直接用交流电供电均可排除故障。

(4) 排除了设置错误、外围故障和电源故障后，可以根据故障现象，从相关部件到主板的顺序检查仪器。如一台 IVY405 型监护仪，开机后发现显示屏只在顶部有一亮线，其他部分没有显示。从这一故障现象初步判断可能是“Y”轴扫描部分有故障，经检查，扫描线圈正常，而供给场扫线圈的电压不对，再检查仪器主板，发现是主板上的场扫描电路的 Q_{10} 和 Q_{11} 出了问题，导致无偏转电压，更换两相应三极管后，仪器恢复正常。

三、HP78352 多参数监护仪故障检修实例

HP78352 多参数监护仪的技术资料及整机电路图随机所附。

1. 电路故障实例

实例 1　显示屏显示出心电波形是错误图形

故障现象

在给病人贴上电极，连接导联线正确无误的情况下，通电开机，显示屏上无心电波形，无心率显示，仍然为一右移直线，但是直线的位置移到了显示屏的顶端。机器不显示出错码。显示屏正确地显示了病人的血压参数。

故障分析

根据显示屏上正确地显示了血压的参数及其他现象可初步断定血压板，显示板及系统板工作正常。

去掉导联线重新开机，显示屏上图形正常。按窗口键，进入显示主菜单，按测试键，显示屏上的图形为一右移直线，这是错误的，正确的图形应为一串尖脉冲状的波形。按 ECG 键，打开心电板显示的菜单，经过测试，除尺寸放大缩小无法测试外，模式选择，导联选择，滤波开关，报警设置等功能均正常。根据以上现象，经过分析，认为心电板上八位微处理器 U27（Z80）及只读存储器 U28（27128PROM），动态存储器 U20（RAM）工作正常。如果 U27 及 U28 损坏，机器会报警并显示出错误，如果 U20 损坏，显示屏将不显示文字和心电波形。据此可推测问题出在心电板上信号转换电路上，包括模 – 转换，数 – 模转换，缓冲器及触发器。因为显示器显示的心电波形是由显示板从心电板数据总线上获得的数字信号形成的，所以我们先考虑心电板数据总线上的器件。

故障检修

先更换 U23（74374），U21（74373），U22（74374），U24（74HC165），故障没有排除。更换 U37（LM358），U16（DAC），U18（DAC），问题依然存在，接着更换 U17，故障排除。U17 是一电压比较器，图纸上未提供型号，我们采用 LM311 来代换后，显示屏显示出实测的心电波形。

实例 2　屏幕显示不正确

故障现象

屏幕显示 E1A，按启动键无反应。

故障分析

调节 R3 的阻值，使 U8 的②脚在 0 至 0.4 V 范围内，屏幕显示仍为 E1A，由此判断 U8 的②脚往后的电路有问题。

故障检修

用捏皮球方法给袖带内充气压，测 U8 的②脚有 0～4.5V 的变化，P1 的②端也有 0～40mV 的变化，这可判断出压力传感器、调零电路、预放大电路正常。测比较器 U6 的⑦脚的静态波形是一条直线，与正常机器上的方波不符，故判断 U6 损坏。U6 集成块上的型号只有惠普公司的编号，市场上没有，分析电路图及其各脚接法发现与 LM311 电压比较器完全吻合，换上一只好的 LM311 后机器恢复正常。

实例 3　电机不工作

故障现象

开机自检后显示 E1A，气泵不工作，按 NBP 键，电机不工作。

故障分析

实测电机两端电压为 0V；检查继电器 K1，不通电时常开触点（2、3）、（8、9）处于导通状态，故怀疑 K1 复位电路有故障，在上一次关机时未复位。

故障检修

测电路板上复位场效应管 Q7 的栅、源极间正反向电阻均为 100Ω 左右，将 Q7 焊下再测仍如此，判断 Q7 损坏，不能复位。因暂无相同的场效应管，应急修理采用 NPN 三极管 8050 代替，将其基极、集电极、发射极分别焊在电路板上 Q7 的①、②、③点，并将 R71（260Ω）换成 27kΩ。开机后，电路恢复正常。

实例 4　屏幕无显示

故障现象

显示屏幕无显示，黑屏。

故障分析

从故障现象上看，产生显示屏黑屏的原因很多，电源、扫描电路、显像管等出现故障都会出现黑屏。我们首先检查电源。电源为一独立模块，测量各级输出电压，发现标称 +40V 电压输出端输出仅 +5 V 左右。断开此路输出的负载，电压恢复到正常值 +40V。这种现象有两种可能，一是电源本身有故障，带负载能力差。二是 +40V 负载对地短路。

故障检修

在 +40V 输出端对地串入 150Ω 的电阻作为负载。接通电源，输出电压是 +40V，为正常值。这说明电源本身没有故障。故障部位在 +40V 后级负载部分。查找图纸，+40V 负载正是产生显示屏各种高压的行输出变压器（高压包）及驱动行输出变压器的大功率场效应管。一般情况下场效应管损坏的几率较大。更换场效应管后故障依旧。拆下高压包，在高压包测试仪上检查，发现是其内部短路。正是由于它短路加重了 +40 V 电源负载，引起电压下降。因该高压包类型特殊，厂家又不单卖必须和母板一起销售，须花费两万余元，于是联系高压包厂家进行仿制。这样，仅仅花费 600 余元就解决了问题，为医院节约了资金。

实例 5　显像管亮度不足

故障现象

开机后显像管亮度不足（很暗）。

故障分析

显像管的亮度部份主要由电源供给显像管 -12V 灯丝电压；加至行输出管主电源 +40V；以及行输出提供显像管的各极控制电压和亮度控制部份组成。用数字万

用表测量显像管各极电压正常，调节亮度控制电压也在正常范围内，但达不到亮度要求，故认为显像管老化，发射电子能力减弱。

故障检修

在行输出变压器磁心上绕制几圈高压绝缘导线，其中一端接地，另一端接高压二极管与电容进行检波和滤波，调整输出电压为 -14.5V，然后接入显像管灯丝上，试机显像管恢复正常亮度。此机已使用很长时间，工作正常。此种方法是在紧急情况下的一种临时补救措施。在有条件情况下尽量更换新管。

实例 6　显像管不亮

故障现象

开机后显像管不亮。

故障分析

用数字万用表检查显像管各极供电电压，发现全无，测量主电源 +40V，发现只有 +4.3V 且不稳定，说明后极有短路现象。断开主电源电压 +40V，接入假负载，开机测试， +40V 主电压稳定正常，测量行输出管和行输变压器外围元件一切正常，故重点怀疑行输出变压器有短路现象。

故障检修

焊下行输出变压器，测试时发现高压硅堆无正反相电阻，而且正反相电阻均为 21.5kΩ，显然故障在高压硅堆本身。因行输出变压器无法买到，用砂轮小心打磨高压硅堆部分，找到两个高压硅堆的引线，分别按正负要求焊上两只 15 kV 高压硅堆，然后用无水酒精处理干净后放入温箱 60℃进行烘干一天，再用高压绝缘胶进行整体封装，待彻底干燥后装机试机，机器正常工作，各项供电电压符合要求。

实例 7　显示黑屏

故障现象

开机黑屏，但有自检声，面板显示正常，测量血压时可以打气。

故障分析

根据故障现象，分析是视频电路故障，先开机用万用表检测场效应管 BUZ60 集电极电压，发现直流电压很小，查图知道应为 +40V，判断是 BUZ60 击穿或回扫变压器负载短路。

故障检修

拆下 BUZ60 测量，无短路痕迹，测量回扫变压器输出端各元件均无明显短路，而且断开输出端负载后，电源电压仍然很低，因此怀疑是回扫变压器内部匝间短路。用一个旧彩电上的行输出变压器作对比试验，把旧彩电上的行输出变压器接上后， +40 V 电压立即恢复正常，确定该输出变压器内部匝间短路，由于无现成产品替换，换上自制变压器后，显示器恢复正常。

实例 8　报警器无报警声

故障现象

在出现某项参数超限时，CRT 显示报警，仅在面板上显示出报警指示，但无报警声，经查与报警音量旋钮无关。

故障分析

78352 监护仪声响提示共分三种：心电 QRS 波同步声；参数报警声响提示；仪器状态失常（如电极脱落）报警声响。三种声音以不同的频率和间隔发出，以提示操作者注意，而在使用和设计上当参数报警声与仪器状态声响同时出现时以仪器状态声响优先。三种声响的触发控制信号都是从 CPU 主板送到音响控制板（板号 66512）。人为制造三种声响的情况，发现 CRT 显示仅面板发光管提示正确，用示波器观察三种状态下送到音响控制板的触发信号正确，这样故障范围就集中到声响控制板。分频器对从 CPU 板来的 62.5kHz 的脉冲信号进行分频，分别得到 976Hz 和 488Hz 两组音频脉冲，用于产生不同的声响区分报警种类，用示波器观察两组音频脉冲正确，故障应发生在 ALARM/INOP 报警选择判断电路上。

故障检修

当 INOP 信号出现时（低电平），488Hz 的音频脉冲通过 U2B 或门到达音频放大器，产生状态报警声响，这个低电平同时使三极管 Q5 导通，使或门 U2C 输入为高电平，这样 976Hz 的音频脉冲不能通过 U2C，被封闭，若此时有心律报警信号（ALARMTRI）也无效，因此状态报警信号（INOPTRI）优先于心律报警信号（ALARMTRI），当无 INOP 信号时（高电平），Q5 三极管截止，U2C 或门此端输入为低电平，976 Hz 音频信号通过 U2C 或门，若此时心律报警信号（ALARMTRI）出现（低电平），该音频脉冲通过 U2A，到达音频放大器，实现心律报警声响，用示波器观察 U2C 输出端，发现该端电平无论有无状态报警信号始终为高电平，故判断或门 U2C 损坏，更换同型号或门 4071，仪器工作正常。

2. 传感器故障实例

实例 1　启动泵不工作

故障现象

屏幕显示 E1A，按启动泵键无反应，不能对袖带充气，无法测量血压。

故障分析

查维修手册得知槽口 X10A 上的无创血压板有问题，通过调节 R3 可使该板上 U8 的②脚在 0 至 0.4V 范围内，显示出正常零血压状态，由此可判断出该板上 U8 的②脚后面电路正常。按泵起动键，泵不动且显示变成 E1A，U8 的②脚电位无变化，进而测 P1 的②端也无变化，显然压力传感器 P1 有问题。

故障检修

拆下另一台同型号的好机器的传感器换上后，该无创血压系统工作一切正常。

同惠普公司联系购买传感器，被告之只能连整个线路板一起换，需 13600 多元，考虑到价格太贵，于是在国内市场上寻找代用品。花 300 元人民币购得 1 只摩托罗拉 MPX2050DP 型压力传感器，该传感器具有片内温度补偿与校正功能，对应两个端口间的 0 至 380 毫米汞柱的压差可输出 0 至 40 mV 电压，工作温度在 –40℃至 +125℃，典型工作电压为直流 10 V。与原传感器比较，优点是多了片内温度补偿与校正功能，可省去原来在传感器周围做的温度补偿与校正电路，缺点是对应测量压力范围输出电压低了将近一半，但可通过预放大环节轻易克服，原传感器只有一个端口，MPX2050DP 侧有两个端口，使用时将真空侧端口对大气而压力侧端口与袖带内相通，所测压差即为相对大气的压力。分析机器线路图压力放大部分，有两个功能：一个是调静态零点，一个是放大电压。与传感器的连接端点有四个：正电源端，负电源端、正输出端、负输出端，将 MPX2050DP 的四个相应端接上，调节 R3 找好静态零点，再调节 R12，使显示的 0 至 170 mmHg 对应的压力与水银柱式标准血压计测量的完全一致。装好整机做人体血压测量，对比标准血压计结果基本吻合。该机换上 MPX2050DP 压力传感器后已恢复正常。

3. 机械故障

实例 1　无创血压测量不准确

故障现象

按下测压键后泵启动，开始对袖带充气，但充气到 6kPa（20mmHg）左右时，袖带内的压力便升不上去了，此时仍能听到充气时的正常声音，经一定时间（约 20s）左右，泵停止充气，屏显示所测值和错误代码 E17。按 RESET 键可以将其复位，但下一次测量出现同样的故障。

故障分析

HP78352C 无创血压测量方法是振荡计法，绕在被测人胳膊上的充气袖带部分地阻断了动脉血，脉动的动脉血流引起的振动波叠加在袖带内气压上，通过测量分析振动波幅可得到被测人动脉的收缩压、舒张压和平均压，并通过微处理器显示处理结果，同时袖带内气体被完全放掉：该机设有气压安全检测电路，当袖带内压力超过 42kPa（315mmHg）时安全电路将放气回路接通。检测的第一步判断是人为导致的测量误差，还是机器自身故障。检查袖带的尺寸和袖带佩带尺寸及安放位置均正常。该机已使用多年，将一个新的袖带接到机器上，反复试机，故障仍然存在，说明是机器自身故障。

故障检修

将一台压力计与无创血压测量输入口和袖带相连，袖带充气，排气带与无创血压测量输入端口连接座内的密封皮圈也未见老化。由于气泵的进气口设置了过滤器，从排气阀中通过的也是压力空气，气道堵塞情况也不容易发生。机器屏幕显示的充排气时压力与压力计读数基本相符，由此可判断压力传感器放大滤波及微处理

器等部分工作正常。将排气孔堵住，充气压力在几秒内达24kPa（180mmHg）左右，放开排气孔，泵在正常时间内停止充气，且袖带内压力未充至最大限值，可判断泵控制电路、安全电路及泵本身均处于正常状态。仔细检查气路通道，袖带排气系统包括控制电路和排气阀两个部分，由于NBP测量能正常进行，而控制电路的绝大部分元件采用表面安装技术（SMT），可靠性很高，故障率极低，（而且对这种线路板不能进行手工焊接，如有故障只能换整块电路板）暂排除该处的故障。排气阀由两个相同的电磁阀分别控制一粗一细两个排气孔，该机在充、放气时均有电磁阀的动作，可排除排气系统控制电路有故障。用万用表测量电磁阀的线圈直流电阻都是42Ω，可见线圈是正常的。最后怀疑是排气电磁阀动作不到位造成漏气导致发生故障，把两个电磁阀与适配器分开，将气阀拆开，用一次性注射器对气道吹气，进行清洁除尘，调整橡胶垫片后试机，故障排除。

实例2　无法测量血压

故障现象

开机后无法测量血压。

故障分析

打开电源开关，检查各项功能正常，只是不能测量血压。打开机盖检查气泵工作正常，而前面板上气孔无排气，拔下气泵与气阀连接硅胶管，气泵有气体排出，重点怀疑气阀有问题。

故障检修

从机器上取下气阀，拆除两颗螺钉，发现气阀内一只弹簧已经卡死，取下弹簧，对气阀进行清洗后并擦上少许石腊油，装机试机工作正常。

四、HP43120除颤监护仪故障检修实例

HP43120除颤监护仪的技术资料及整机电路图随机所附。

实例1　开机无显示

故障现象

HP43120A开机无显示，电源ACPOWER指示灯不亮。

故障分析

根据故障现象，首先检查电源电路。HP43120A的低压电源电路与充电电路同在一块BATTERYCHARGERBD上。打开机箱发现保险F4熔断，限流电阻R5烧黑，R5处的电路板也已经发黑，连接R5到CR3的铜箔已经烧断。可见有严重的短路现象。

故障检修

经检查Q1开关管击穿，R2，Q2，CR6，CR7也损坏。分析故障原因可能是因为

开关管 Q1 击穿后，电流过大造成上述元件的损坏。因为 R5 与 CR3 相连的铜箔已断，于是用导线直接把 R5 与 CR3 相连，并更换所有损坏元件。检查无误后开机。

开机后保险 F4 烧断。可见仍然有短路现象。仔细检查并无元件损坏，也无短路情况。考虑到电阻 R5 处的电路板被碳化有可能引起短路，用万用表测量 R5 两端有 2.2kΩ。并不短路。由于 BATTERYCHARGER 板不是多层板，碳化部分仅仅连接了 R5 两端。于是试着剪掉碳化部分。再次开机，机器正常。

实例 2　示波管显示混乱图形

故障现象

开机后，蜂鸣器响声异常，示波管显示一混乱的图形，导联选择失灵。

故障分析

由原理图初步判断问题出在控制板上。控制板是此机器的核心部分，它由三块 P8051AH 微处理器，二块三菱门控输入输出专用接口（U62，U33）及附属电路组成。三块 P8051AH 分别用做主控制（U61），示波管显示控制（U31）及打印机控制（U1）。由心电板获得的心电信号及外部控制面板上的控制信号送给 U62 及 U61。三块 P8051AH 之间的通信由各自的 RXD，TXD 的互联实现。U62，U61，U31，U1 的时钟信号是由 74HC4046、74HC04 及 1 MHz 晶振产生的 12 MHz 信号。U31 及 U1 的复位信号由 U62 直接提供，而 U61 的复位信号由 U62、U66 及 Q67、Q68 组成的电路提供。

故障检修

经查，电源板提供的电压均正常。示波管显示一混乱波形，证明 U31 损坏的可能性很小，经查 U31，U1 的复位信号及时钟信号正常。查 U61 的复位信号，发现开机后复位信号一直是高电平，这是错误的。P8051AH 微处理器在时钟电路工作后，RST 复位引脚上出现两个机器周期的高电平，芯片内部进行初始复位，随后 RST 引脚由高电平变为低电平，微处理器开始执行程序。经查此机由于 U66（74HC04）损坏导致 U61 不能正常工作，更换 U66 后机器恢复正常。

五、光电公司医用监护仪故障检修实例

各种不同型号的光电公司医用监护仪的技术资料及整机电路均随机所附。

实例 1　液晶屏突然无显示

故障现象

一台日本光电 TEC－8251 型除颤监护仪在使用过程中突然间液晶屏无显示，不久闻到一股臭焦味。

故障分析

拆开机壳，首先寻找烧焦的元件，从表面上看有两处，一处是电源模块板 UP－

7882 上的电感线圈 L307，另外一处是电源控制板 UP－78811 上的电阻 R921。分析电路图纸，找到 POWERUNTT 与 POWERCONTROLBD 两张图纸，开关电源板 UP－7878 输出两组电压＋12V 和＋17V，L307 是＋17V 的滤波电感，它后面连接一个调整管 Q809 和一个集成块 IC802。输出电压由 IC802 采样后比较、控制调整管 Q809 输出稳定的＋17V 电压，这两组电压输出到电源控制板 UP－78811 上，其中＋17V 电压经二极管 D937 整流，三极管 Q927 调整，电阻限流，给蓄电池充电；＋12 V 是主电压，提供除颤充电、显示、控制等，并通过电源转换板 DC/DCBD 转换为＋5V 电压提供给 CPUBD（CPU 板）UP－7878。断开电源模块板上的＋12V 和＋17V 两组电源输出，检查电感 L307 烧焦程度不严重，作为滤波电感尚可使用，通电后测量，＋12V 正常，＋17V 偏高，达到 24V，用手触摸三极管 Q809 和集成块 IC802，发现很烫手，判断三极管 Q809 已经损坏。

故障检修

拆卸三极管 Q809（D717）来测量，c－e 极短路，证实三极管 Q809 已经烧毁，找一只新的 D717 更换后，再次通电测量，＋17V 已经正常。在电源控制板 UP－78811 上的电阻 R921 是蓄电池充电电路的限流电阻，充电电路由三极管 Q927、二极管 D937 和电阻 R921 等组成，根据电阻 R921（150Q/2w）的烧焦程度分析判断，一定是负载严重短路造成，负载只有一个蓄电池，拆下蓄电池测量及做充电试验，证实蓄电池已短路损坏，弃之不用。综合以上分析判断，三极管 Q927 和二极管 D937 也一定已经烧毁损坏，拆卸下来测量，证明判断是正确的。更换新的三极管、二极管和电阻后，正确连接各电路板，仔细检查确认无误，给仪器通电，测量＋12V 和＋17V 电压正常。

但显示屏仍然没有任何显示，不久有白烟从电源控制板处冒出，仔细检查电源控制板 UP－78811 上的各零件并没有发热、烧焦的现象，拆下电源控制板 UP－78811，检查它下面的电源转换板 UP－78801，发现电感 L901 有发热、烧焦的现象，断开电源转换板 UP－78801 的负载，在线检查测量板上的输出电路没有短路：根据电路图分析后，把电源控制板 UP－78811 上的输出保护继电器 RLY921 的③、④脚短路，连上电源转换板 UP－78801，不接负载通电后测量 TP1 测量点，得出＋5V 电压正常，说明 CPU 板 UP－7878 上有短路；但是 CPU 板上有许多集成电路、三极管、电容和稳压二极管等，都有可能是造成短路的原因，但在线测量是测不出损坏零件的，也不可能把每个零件焊下来测量，这样既费时，. 又可能造成故障扩大，买一块新板需要花费几万元钱。通过认真研究 CPU 板的几张电路图纸，发现＋5V 电源进入 CPU 板后分了三路，每一路都有一个电感、一个钽电容和一个稳压二极管组成滤波稳压电路，分别给不同的电路供电。根据电源转换板 UP－78801 上的电感 L901 烧毁程度分析，CPU 板 UP－7878 上至少有一个滤波电感有同样的烧毁程度，认真查看 CPU 板上的每个滤波电感，发现电感 LA51 有烧焦痕迹。焊下稳压二极管 D451 测量，经测量稳压二极管正、反向电阻为零，在线测量 CPU 板 UP－7878 上的电源

对地电阻已不再短路。因买不到型号为 HZ602 的稳压二极管，于是找了一个性能相同的 5V 稳压二极管代换，再次正确连接好各电路板，仔细检查确认无误，通电试机，故障排除，屏幕显示清晰，各项功能正常。

实例 2　开机报警

故障现象

一台光电 TEC−7200K 除颤监护仪开机报警数声，除颤器部分不充电不工作，而监护部分工作正常，有故障提示为 ERROR4。

故障分析

按说明书故障提示检查测量各有关电路连接无误，后又将电路板上元件和除颤手柄均查一遍未发现异常，再开机后故障依旧。分析认为在维护机器时可能有一次外接手柄或插件没装就开机了，这时 CPU 系统检索到有部分电路没在线工作，系统自检指令高压除颤电路关闭停止工作，同时将白检故障状态记录下来。如果该机 CPU 复位电路 RC 时间常数不足，即使已将外电路全部连接正常，再次开机系统仍不能自行复位清零，继续保持故障后的状态。

故障检修

检查 CPU 电路 UF7635 板，IC10⑦脚上的 C112 可以并上一只 0.1μF 的涤纶电容以增加时间常数。但最简便的方法是将存储器 RAM 和 IC151 数据维持电池断开，人为地进行初始化。具体做法是：拔掉 CJN101 插头，待 5 分钟后再插回原位，这样故障记录随之消失。将整机全部系统插回，连接无误后开机，机器全部功能恢复正常。该机出现 ERROR4 提示故障时，应先断开电池，即拔掉 CJN101 后，再接通试试，这样检修可少走弯路。

实例 3　记示录器不工作

故障现象

一台光电 6201K 监护仪心电信号在屏幕上能正常显示，但记录器不能记录任何信息，且热笔不动，而走纸正常。

故障分析

首先检查电源（±8V、+12V、+5V），电源正常。再测主机送山的记录/停止控制信号，也正常。根据故障现象，可以初步判断问题出在热笔保护电路。

故障检修

热笔保护电路由光敏传感器组件、微动开关、电压比较器 IC206、四 2 输入与非门 IC106 及外围电路组成。光敏传感器通过红外线的发射和接收检查纸仓中是否有记录纸，当记录纸离传感器 4 mm 时，光敏三极管能够接收到纸反射来的最强红外线信号而导通，否则截止。微动开关检查纸仓是否到位锁住。这两种信号的正确组合产生$\overline{PEPO}$信号，一方面它作用于 IC103，直接控制热笔温度控制电路的工作状态，另一方面它反相后与 START/$\overline{STOP}$控制信号经 IC106 与非输出$\overline{REC}$信号，也控制

着热笔温度控制电路，$\overline{REC}$经反相得到 REC 信号，分两路分别控制热笔驱动电路和时间信息热敏打印电路。

据此分析，装好记录纸，合上纸仓。首先测$\overline{PEPO}$而为 + 5 V，显然该保护电压输出使后续记录电路停止工作。再往前测，IC106 的①脚为 3.5V，说明微动开关正常，纸仓到位。测 IC216 的⑥脚为 0.73V，⑦脚为 0.10V，①脚为 – 8V，显然由于光敏传感器几乎不能收到信号，使其输山小于参考电压 0.73V，比较器 IC216 输出 – 8V，引起热笔保护。更换光敏传感器，开机测量$\overline{PEPO}$为 0V，按记录键，记录器工作正常。

实例 4　除颤起搏监护仪不工作

故障现象

光电 TEC – 8251 除颤起搏监护仪，开机不工作，且交流指示灯不亮：经检查电源保险丝熔断。打开机器发现，电源部分印刷电路板有多处烧黑：其中 UP – 7882 板上的 L807 滤波电感烧毁，与 UP – 7881 电路板连接的排线部分烧焦，UP – 7881 板上的限流电阻已变色。经检测主振场效应对管 Q802、Q803 击穿，电池充电控制管 Q927 击穿。

故障分析

该机故障是一起少见的连锁损坏故障，涉及元件较多，在开关变压器初、次级前后都有元件损坏。从现象分析，不像是由外部电网供电造成，因外部电网造成的开关电源故障多出现在开关变压器初级控制电路上，一般只损坏主振功率管及相关器件，因此必须对整个电源电路进行检查，以便找出故障原因，进行维修。

故障检修

经检查测量与直流供电有关的器件及各路电源对地电阻，没有发现短路等异常。仔细询问使用单位，该机在本次故障前，处于电池充电状态，本次开机时冒烟即损坏。由于直流供电也不工作，故对充电电池测量，发现正、负极短路。因此可断定本次故障是由电池短路后长时间大电流充电引起的。经更换所有损坏元件，其中难以买到的元件用参数相近的代替，故障排除，仪器恢复正常。

实例 5　开机后保险线熔断

故障现象

光电 TEC – 7200 除颤监护仪，开机不工作，交流指示灯不亮；经检查电源保险丝已熔断，更换后开机保险丝再次熔断。打开电源盒检测发现，主振功率三极管 Q802、Q803 击穿，起动供电三极管 Q801 击穿，保险水泥电阻 R805 开路，稳压管 D802 开路。

故障分析

该机开关电源主振激励形式为它激式，振荡波形由 IC801 产生，而 IC801 的供电在开机瞬间是由 R805、Q801、D802、D831、C808 提供的，一旦 C808 上的电压达

到 IC801 的工作电压，IC801 便开始振荡，激励主振荡管工作、主机工作。此后 IC801 的电源由主振开关变压器提供，Q801 等提供的电源完成使命，不再发挥作用。因此该故障一般发生在开关主机瞬间，由于外部电网电压过高或电压波动，使 Q801 击穿，R805、D802 烧断，不能提供给 IC801 电源，使 Q802、Q803 无激励，而击穿。

故障现象

更换以上损坏元件，仪器恢复正常工作。

实例 6 记录器不走纸

故障现象

一台光电 6201K 监护仪光电信号在屏幕上能正常显示，但记录器不能走纸。

故障分析

光电 6201K 监护仪记录器设有走纸马达保护电路，保护电路往往是检修的重点部位，其保护原理如下。当通过马达的电流达到其额定限值时（300 mA），串联其中的采样电阻 R160（2.2 Ω），该电压加到 Q115 的基极使其导通，将马达驱动电压拉为零，使其停止工作，达到保护马达的目的。

故障检修

检修本例故障时，采样电阻 R160 阻值正常，记录与不记录状态下，其上的电压分别为 0.65V 和 0V，说明记录/停止控制信号正常，不能走纸确系马达保护电路启动所致。因本监护仪使用已多年，马达性能下降在所难免，在没有现成配件而需紧急使用时，可在采样电胆 R160 上并联一个 2.4Ω 的电阻，重新开机，采样电阻上的压降为 0.3V，Q115 不能导通，保护电路不能工作，马达走纸正常。

实例 7 记录器不记录任何信息

故障现象

一台光电 6201K 监护仪心电信号在屏幕上能正常显示，记录器走纸也正常，但不能描记任何信息（基线、时间、心电信号、定标信号等）。

故障分析

光电 6201K 监护仪记录器热笔驱动系统设有热笔保护电路，目的是保证纸仓未合上或纸仓内未装记录纸时，热笔不工作。保护电路由光敏传感组件、微动开关、电压比较器 IC216、四 2 输入与非门 IC106 及外围电路组成，其保护原理如下：当纸仓未合上时，微动开关闭合，IC106 的①脚为低电平，其③脚输出的保护信号 PEPO 为高电平，使后续记录电路停止工作。当纸仓内没有记录纸，光敏三极管不能接收到纸反射来的红外线信号时，光敏三极管截止，此信号经 IC216、IC106 检测后输出高电平的保护信号 PEPO，启动热笔保护。

故障检修

检修本例故障时，微动开关正常，而光敏传感器在装有纸的情况下，其输出为 0.53 V（1C216 的⑦脚），低于比较电压 0.73 V（1C216 的⑥脚），使比较器 IC216 的

输出经 IC106 产生高电平的保护信号 PEPO，引起热笔保护。可见，引发本例故障的原因是光敏传感器老化，反应能力下降，在没有配件的情况下，为解决临床急需，可在电阻 R174 上并联一个 1kΩ 的电阻，使比较电压由 0.73V 下降到 0.38V，低于光敏传感器的输出电压，此时比较器 IC216 的输出经 IC106 产生低电平的保护信号 PEPO，解除热笔保护，热笔工作正常。

六、太空实验室监护仪故障检修实例

各不同型号的太空实验室监护仪的技术资料及整机电路图随机所附。

实例 1　触摸键不起作用

故障现象

一台太空实验室 90369 型监护仪触屏上的键不起作用。

故障分析

该机的触屏是在 X－Y 轴上有一排红外线发射－接收装置，当仪器工作一段时间后，触屏透光的部分粘有灰尘，使得触摸屏上的红外线发射－接收受到影响，致使触摸键不起作用。触摸屏边框上的红外线发射、接收管损坏，也会导致触摸键不起作用。

故障检修

遇到这种情况首先对触摸屏除尘，打开主机前要把充电电池拔出，以免在装机时造成短路，用无水酒精棉仔细擦试触屏边框的红外发射、接收管，然后试机，触摸键仍无反应；测量触摸屏边框上的红外发射、接收管，发现一只红外接收管损坏，更换后故障排除。

实例 2　无创血压测量失灵

故障现象

一台太空实验室 90369 型监护仪无创血压测不出结果。

故障分析

测量时按下 STATBP 键后，能听到气泵打气的声音，但测不出结果，有打气声音，说明气泵工作正常，应检查袖带是否有漏气或老化现象。

故障检修

仔细检查，发现袖带有轻微漏气，换上普通血压计袖带后，测压正常。

实例 3　血氧饱和度测量失灵

故障现象

一台太空实验室 90369 型监护仪血氧饱和度不能测量。

故障分析

血氧饱和度的探头分为接口与指甲两部分。主要检查指甲部分的传感器。传感

器是由红光、红外发射及光电接收电路组成。开机状态传感器有红色光亮，说明红光发射正常，再从主机上取下传感器，检查光电接收电路。在无光照射时，用万用表“R×1 k”挡测其电阻，若正向电阻为几千欧，反向电阻为∞，初步说明管子是好的；若正向电阻为0或∞则为坏管。也可用手电筒或其他光源照射二极管的受光面，其反向电阻应明显减小，视光强度不同可减至几十千欧至几百欧，否则为坏管。光照时正向电阻无变化。

故障检修

经过测量，接收电路正常，再测量红外发射管，发现该管损坏，该管的正常管压降应为1.1V，拆下损坏的管子，更换后，故障排除。

实例4 无创血压测量失灵

故障现象

一台UCW型监护仪测量不出无创血压。

故障分析

此故障原因主要有以下三点。①设置不当；②袖袋老化漏气：③气泵老化漏气，供气不足。操作人员若把“ADULT/NEONATAL”误设置在“NEONATAL”状态，在测成人无创血压时，按下“NIBP START”键后，能听到气泵打气声，但袖袋充气不足，无创血压无法测试。重新设置在“ADULT”状态后，仪器工作正常。当气泵频繁地自启动充气，无创血压不能测量时，应当参考正常工作状态，考虑是否袖袋老化漏气。故障现象分析告诉我们，由于袖袋充气压力不足，仪器检测不到血压，所以气泵重复启动充气。

故障检修

开机后检查设置均正常，当测量时按下“NIBP START”键后气泵能工作，但出气孔无气打出来，应当判断是气泵老化漏气所致。检查发现确是因气泵使用太久漏气引起的，更换气泵后仪器正常。

实例5 触摸键不起作用

故障现象

一台UCW型监护仪触屏上的触摸键不起作用。

故障分析

造成这种故障的常见原因有两点：触摸屏上粘有灰尘：触屏本身损坏。

故障检修

开机操作时，用手指碰触摸键无反应，而用鼠标操作触摸键能工作，但鼠标每工作一次箭头总回到某一固定位置。根据上述现象判断故障在触摸屏电路，由于鼠标箭头会在一固定位置上，所以着重检查触摸屏上一排红外线发射一接收管，测量后发现是一只红外发射管损坏，更换后触屏恢复正常。

实例 6　血氧饱和度测量失灵

故障现象

一台 UCW 型监护仪血氧饱和度不能测量。

故障分析

此故障多半是传感器损坏引起的。血氧饱和度的传感器由红光、红外发射及光电接收电路组成。维修时，可开机进行观察，传感器有红色亮光，则说明红光发射正常；故障可能在红外发射及光电接收电路上。

故障检修

从主机上取下传感器，用一束可调光照到光电接收管上，同时测量该管两端的电阻变化，无光照时，光电管电阻很大，当光照逐渐增强时，光电管电阻逐渐减小。经以上检查，可确定光电接收电路正常。故障在红外发射管上，检查该管正向管压降，发现红外发射管已损坏，正向管压降正常时应为 1.1V。拆下损坏的管子，更换后故障排除。

实例 7　开机 2 分钟后荧光民间才有显示

故障现象

一台 UCW 型监护仪打开电源后荧光屏约 2 分钟后才有显示。

故障分析

根据故障现象和维修原则判断可能是电源电路有故障。

故障检修

首先检查电源板上各组输出电压（+5V、 +12V、 +24V、 +80V、 +100V），经测量发现除 +5V 外其他各组电压均正常， +5V 电压在刚开机时只有 4.2V，而此电压会随时间的增加而上升，大约 2 分钟后当电压上升到 4.8 V 时，荧光屏开始显示，由此判断故障在 +5 V 电路上。检查电路发现整流滤波电路（多级滤波）中两只滤波电容性能下降，静态测得该电容容量从原来的 2200μF 变质为 8 000μF 以上，这使得稳定电压的建立时间延长。更换电容后故障排除。

实例 8　屏工幕显示不正常

故障现象

一台太空实验室 SL90303B 监护仪开机自检通过，但屏幕显示不正常，即全屏绿色，并有一大尖脉冲，屏幕亮度微微可调，但无法调至正常（黑屏）。

故障分析

该机显示部分由 X－YDEFLEC ION、DISPLAYCONTROLLER、单色 CRT（绿色）组成，其中 CRT 与显示控制部分故障均会出现此现象。来自 CPU 数据总线的信息存于二动态 PAM（一用于波形、字符等数据的存取，另一用于各像素强度信息的存取），CPU 地址、控制信号选通并控制数据的读、写。CPU 数据通过锁存器后分成三路（即 X、Y、Z 三个方向），经各自的 D/A 转换器转换成模拟信号。Y 轴模拟信

号与Y轴位置/强度控制信号叠加、放大后输出（Y－OUT）至偏转电路及像素亮度控制电路（控制CRT阴极电位），以控制显示信号于Y轴方向的位置及强度；X轴信号与锯齿波信号叠加、放大后输出口（X－OUT）至偏转电路及聚焦控制电路（控制CRT栅极G4电位）；由软件控制的强度信号（Z－OUT）与（译码后的）黑屏信号（BLNK）经放大后控制CRT栅极（G1）与阴极之间的电压达到屏幕亮度的控制。由故障现象判断为CRT栅极电压异常或栅极开路引起。

故障检修

先检查显示控制板的电源，5V、±12V、25V、400V均正常，而－100V电源开机后由－25V升到0V（电容漏电现象）。由于－100V电位的上升导致CRT栅极电位上升，束电流增加，使得屏幕亮度失常而无法控制。查与－100V有关的电容，发现C38两端电阻为500Ω左右，更换C38后故障排除。

实例9　监护仪自检未通过

故障现象

一台太空实验室SL90303B监护仪白检未通过，提示触摸屏X轴方向一固定位置检测到物体。

故障分析

该机采用触摸屏技术进行各菜单、功能、参数的选择。在CRT四周排列56对红外发射/接收对管（水平方向24对，垂直方向32对），发射管以30kHz的频率扫描发射，由对面的接收管接收光信号，经检测电路检测并送CPU。当手指触摸屏幕时，发射光束被阻断，CPU根据此变化控制有关部分，达到各参数、功能选择的目的。本故障可能产生的原因有：发射、接收管表面积灰或损坏，影响光线的发射、接收；检测电路故障。

故障检修

清洗各发射、接收管子及有关部件后故障仍偶有发生，说明该位置对管性能下降或有关电路存在接触不良的可能，更换该对发射、接收管后故障排除。

实例10　SPO2测量无波形

故障现象

一台太空实验室SL90303B监护仪脉搏氧（SPO2）测量无波形、数值显示，并提示换能器连接异常。

故障分析

影响SPO2检测的因素有换能器和检测、放大电路。因换能器直接与病人连接为易损件，故障较常见的原因为病人端导线内部断线，造成不发光或无接收信号，故障也可能由发射管或接收管损坏引起。

故障检修

用万用表检测发射管和接收管的正反向电阻，判断是否正常，检测结果发现管

子损坏，发射管用高亮度发光二极管代换，接收管用硅光电池代用，修复后的换能器效果良好，故障排除。

实例 11　无法测压

故障现象

一台太空实验室 SL90303B 监护仪无创血压（NIBP）插件测压时充气时间较长，袖带内气压未足即自行放气，屏幕显示无法测压并提示袖带或气路存在泄露现象。

故障分析

引起不测压的可能性有①袖带、气路泄漏，气泵及相应的阀损坏：②测压换能器坏导致检测异常。

故障检修

采用替代法将袖带放到其他 NIBP 插件上试用正常，故而排除袖带问题。在未接袖带的情况下，启动测压过程，听到泵的噪音略大，出气口气量较微。拆下泵外接直流电源，泵能工作但出气量极小，系泵内部机械部分长期运转后磨损所至，更换一气泵即正常测压。

七、西门子监护仪故障检修实例

各不同型号的西门子监护仪的技术资料和整机电路图随机所附。

实例 1　开机数秒后电源自动关闭

故障现象

一台西门子 722 型监护仪开机后数秒钟电源自动关闭，整机处于自动保护状态。

故障分析

根据故障现象首先得确定是负载引起的故障还是电源本身的故障。打开外壳拔出电源板上的电源输出插口 X11 与 X12，接上 20Ω10W 电阻分别测量 +15V、 -15V、+5V、5V 电压，当将电阻接上 +15V 输出电压时，电压从 15V 立刻大幅下降、电源自动关闭。然而在空载的情况下各路输出电压都正常，这说明故障是由于电源带载能力不够引起的。

故障检修

检查各路整流滤波电路中的各个元件，都正常。该电源使用了它激式开关电源，开关电源带载能力不够大致有如下两种原因：处于高压整流滤波电路中的滤波电容的容量明显变小。功率开关管性能下降。用万用表“R×1k”挡分别测量高压整流滤波电容 C5 和 C6，充放电都正常。遂更换大功率开关管 V6 和 V8（K1117），接好 X11 与 X12 重新通电开机，机器在运行大约一分钟后又自动关闭。以此判断故障应发生在电源电路的前级 - 脉宽调制组件 SG3525 及其反馈部分。用万用表测量 SG3525 各脚与地之间的阻值，发现调制脉冲输出脚（⑪脚）与地之间的电阻只有

15Ω。从该脚输出的调制脉冲直接经耦合变压器 T1 驱动大功率开关管工作，该调制脉冲从 T1 初级的①脚进⑥脚出，再经电容 C12 入地。割断⑪脚与 T1 初级①脚之间的连接线，SG3525 的脉冲输出端（⑪脚）与地之间的阻值恢复正常，焊下 C12，测量 C12 的电容量也正常。于是怀疑 T1 损坏，经测量发现 T1 第⑥脚与次级第②脚之间短路，而第②脚是接地的。由于无专用配件 T1，遂将 T1 第②脚与地之间的连线割断，串上 0.1μF 的电容。将元件、线路重新焊好后再次开机，故障排除，一切恢复正常。

实例 2　开机无图像

故障现象

西门子 961 型心电监护仪开机无图像。

故障分析

西门子 961 是比较老的机型，无图纸，给维修增加了难度。打开机箱，首先怀疑电源电路故障。将电源板断开负载，测量电源板各组的输出，5V、15V、24V 均有，灯丝亮，说明电源板正常。接上负载开机测量，发现 5V、15V、24V 均无，灯丝不亮说明负载有短路。

故障检修

运用排除法，将负载中的各电路板逐级接入负载观察，发现只有当模块接口电路接入负载时才出现短路现象。将模块接口电路拆下，测量输出端滤波电容两端的电阻为 1Ω，拆下滤波电容测电阻为无穷大，说明滤波电容的负载有短路。查滤波电容与 4 组红外发射电路并联，逐一断开 4 组红外发射电路测量，发现是其中 1 组短路，系 1 个二极管击穿短路，更换二极管后，显示器恢复正常。

实例 3　显示器不亮

故障现象

一台西门子 722 型多参数监护仪开机电源指示灯（LED）亮，显示器不亮。

故障分析

根据电路图分析，电源指示灯亮，说明电源部分正常。拆机用万用表测量，+5V、+15V、30V、−45V 电源正常，证明判断正确。首先考虑显示器高压（1 万伏）是否存在，把高压帽从显像管上取下，开机，用螺丝刀慢慢靠近高压帽直至接触上仍无火花，说明无高压输出。该高压的产生是由行变压器 T3 的第⑪脚经过倍压整流而来，用万用表交流挡测量第⑪脚有 2000 余伏的电压。因此怀疑倍压整流部分损坏，该整流部分是一个密封件，拆下发现下面有一个被击穿的洞，证明倍压整流件已损坏。

故障检修

与维修中心联系，需要电源整体更换，开价 2 万余元，为了节约开支，决定自做一个倍压整流件。根据电路图分析，该倍压整流块为 5 倍压整流，图纸上元件没

有具体数据，根据粗略计算，倍压电容器采用 0.01μF/2000V，倍压二极管采用耐压 3000V 以上的（实购耐压为 1.5 万伏）及 1 000MΩ 的电阻（采用 20MΩ 电阻 50 只串联）。经过焊接。用 704 硅胶密封在一个塑料盒内，胶干后焊在电路板上，开机，可听到高压放电声，10 几秒后消失。用示波器测行输出管 BUZ41 漏极无波形出现。用万用表测行输出管供电电压 15 V 已降为 5 V，且电源集成块 7815 管发热厉害，拆下行输出管测量，漏源极击穿，更换同型号行输出管后，漏极电压 15V 正常，有波形，但幅度不大。行变压器 T3 第⑪脚只有几百伏，+55V 端子为 +5V，-55V 端子为 -6V，+420V 端子为 0V。从 +420V 端子为 0V 分析判断有短路的可能，关机后用万用表欧姆挡测该端子对地为 0 Ω，拔下 X12 插头，仍旧为 0 Ω，判断为整流二极管击穿，拆下二极管测量正反向均为 0 Ω，说明二极管被击穿，更换 1A/1000V 的二极管后，测量 +55V 端子为 +12V，-55V 端子为 -20V，+420 端子为 150V，1 分钟后闻到烧焦味，且看到另外一块板有烟冒出，立即关机，拔下该板，发现标有 R36 的电阻被烧焦。该板无电路原理图，根据电路板的走向查，R36 电阻一端接 +55 V，另一端接 V204 与 V203 的 C 端，用万用表测 V204 的 C 端对地为 0 Ω，焊下 V204 与 V203 经测量均被击穿。更换同型号的管子和电阻后各电压正常，显示屏正常显示，各功能正常。

八、其他监护仪故障检修实例

实例 1　屏幕无显示

故障现象

一台丹麦产 2011 型心电监护仪接通电源，打开电源开关，屏幕无任何显示。

故障分析

检查电源板，保险 F301 烧断，更换后通电试机，又烧断。证明后级有短路故障。

故障检修

经查电源部分电解电容、整流二极管、稳压部分正常。重点检查行输出部分，在线用万用表测行输出管 Q_{307} 的 c－e 极短路，致使电源部分电流过大。更换新品后监护仪恢复正常。

实例 2　屏幕无显示

故障现象

一台丹麦产 2011 型心电监护仪开机电源指示灯亮，屏幕无任何显示。

故障分析

首先检查电源保险完好，查行输出部分正常。通电试机，测稳压电源部分，无电压输出，重点检查稳压电源部分。

故障检修

经测 Q303e－b 之间短路，更换后整机恢复正常。

实例 3　屏幕显示一条直线

故障现象

一台丹麦产 2011 型心电监护仪开机指示灯亮，屏幕无波形，只显示一条直线。

故障分析

此机有方波发生器，分别将三只电夹接在 LA、RA、RL 上，仍无波形。方波发生器坏的可能性极小，应重点检查 ECGPREAMPLIFIER（心电前置放大器）131－1－0026 板和 131－1－0028 板。

故障检修

为了便于检查，用示波器从后级向前级依次测试波形。当测到光电耦合器 IC901（型号为 OP11264B）时波形无，拆下后测量前级断路，更换后，整机恢复正常。

实例 4　心电频率显示错误

故障现象

一台丹麦产 2011 型心电监护仪开机电源指示灯亮，将电极夹接于方波发生器上，屏幕出现方波，但左下角的心电频率显示为不正常，远远超出正常心率。QRS 波灯闪烁，并伴有“嘀嘀”的报警声。

故障分析

屏幕有正常心电波形显示，证明整个信号通道正常，只是频率显示错误。应重点检查 QRSDETECTOR（QRS 检波）、SAMPLEANDHOLD（取样保持）、FULLWAVERECTIFIER（满幅波校正）。

故障检修

首先用示波器测试各点波形，从前级向后依次测试，其中 TP15、TP16、TP14、TP17 均正常，其余各点不是失真就是无波形。下一步就根据所怀疑的元件进行替换，当更换到 IC15（TL074CN 运算放大器）后屏幕左下角的频率显示正常。至此整机恢复正常。

实例 5　工作不稳定

故障现象

一台 BP8800 监护仪开机自检后即进入初始状态设置程序，并且光标不断跳动。

故障分析

正常情况下，按住“START/STOP”键，再按“POWERON”键，可以进入初始状态设置程序，按“START/STOP”键可以移动光标，选择要设置的参数。因此怀疑“START/STOP”键处于常通状态。

故障检修

将面板轻触开关排线与显示板分离，用数字万用表测量“START/STOP”键引线与地之间电阻为无穷大。面板的控制信号是经过显示板的排线和主板的插座 CN1 相连的，测量 CN1 各脚电压，和正常机器比较，发现第⑬脚电压不对（应为 0VDC，故障机 35VDC）。根据上述情况可以判断故障出在主板上。用正达 ZD8080 维修测试仪的“在线功能测试”项检测各 IC，测试前先将主板上的晶振拆除，以避免对测试结果的影响。先用快速测试，测量各数字集成电路，结果只有 U23、U26 通不过，再用诊断测试栏测量 U23、U26 各脚波形，U23（第⑲脚）和 U26（第⑱脚）通不过。查线路图，发现上述两脚与 CN1 第⑬脚相连。根据使用正达 ZD4080 测试仪的经验，检测能通过的 IC 一定是好的，通不过的不一定是坏的。要在 U23、U26 之中判断好坏，只有将 U23 第⑲脚与 U26 第⑱脚之间的铜箔切断，开机后测量 U23 第⑲脚，电压为 3.5VDC，U26 第⑱脚电压为 0VDC，可以判定是 U23（D43256）损坏。用相同型号的贴片 IC 更换后，机器恢复正常。

实例 6　测出的血压值不稳定

故障现象

一台 BP8800C 监护仪测出的血压值忽高忽低，且充气压力达 250mmHg 左右。

故障分析

起初怀疑充气泵管路漏气，更换新管后，故障依旧。用 ZD4080 测试仪的“在线功能测试”项中的快速测试功能测量各数字 IC 均通过，用“V/I 特性曲线分析”测试各模拟器件均正常，当用“EPROM 操作”功能离线测量 U25 时，没能通过。

故障检修

更换同一版本 EPROM 后，上述故障消除。U25 的型号是 27C1001，存储着血压测量软件，由于 U25 内部的电路故障，可能导致软件程序错乱，机器出现不稳定的状况。

实例 7　彩色液晶屏无显示

故障现象

一台 BP88 监护仪彩色液晶屏无显示。

故障分析

在很暗的光线下能看到显示屏有数字显示，说明背光电路有问题。

故障检修

检查背光板发现 ICP1（型号 F25D）开路，ICP1 是塑封 IC 保险管（ICLINK），电流容量 1A，用相同规格的保险管内的熔丝代换，试机前用 ZD8080 测试仪的“V/I 特性曲线测试”功能在线测量各模拟器件均正常。通电开机仍无显示，保险丝熔断，与之相连的元件中只有 T1 升压变压器无法用 ZD8080 测试，其余均通过测试，基本可以判定是 T1 的匝间短路造成屡烧保险，更换 T1 后机器恢复正常。

实例 8　无不测血压

故障现象

一台 BP306 监护仪测不出血压，错误代码 E03。

故障分析

用 ZD8080 在线测量 NIBP 板各元件均通过，用数字万用表测该板电源电压发现没有 + 15VDC，而且电源板发光二极管 D7 不亮，重点检查电源板上的相关电路。

故障检修

测整流桥 DB1 正端有电压，后续电路滤波电容 C35 有电压，而调整管 Q7 输入端无电压，怀疑 C35 与 Q7 两者间开路，用 ZD8080 V/I 曲线测试功能检查 C35 和 Q7 之间的连接线，V/I 曲线与 Y 轴重合，说明连线开路，用塑料皮多股软线连通 C35 正极和 Q7 输入端后，机器恢复正常。

实例 9　中失监护仪主机故障

故障现象

一台菲康公司的 CMS8000 中央监护仪主机上 3 床、4 床无波形和数据显示，只指示“BEDON”、“WEAKSIC”（开机，信号差）。但床旁 3 床、4 床分机监护功能正常。

故障分析

整个系统呈星形分布，中央监护仪位于系统中央，为主机，各个床旁监护仪，即分机，靠一根 25 心信号线与主机相连，完成信息传递。主机上接收的 8 通道信息均由接口板处理后传给微处理板。主机与分机传递的信息分三类。第一类是分机的模拟信号，心电，有创血压等四组。第二类是主机与分机之间的串行通信信息，如心率、报警上下限、无创血压以及温度等。第三类是分机的开机和报警状态信息。第一、三类信息为单向传递，第二类信息为双向传递。

分机与主机的连线相同。虽然接口板上每个通道的三类信息的处理电路不同，但 8 个通道的电路在结构上相同，排列整齐，且各个集成块均安放在座子上，易于拔插。因此采用对比互换法，查找故障，方便易行。

故障检修

首先在主机后面板上将 3、4 床信号线与 1、2 床信号线对调，结果主机上故障现象没有改变。这样排除了 3、4 床分机和信号线出故障的可能性，将故障压缩在主机上。从主机上 3、4 床显示“BEDON”看，第三类信息已经被接收，可能是第一、二类信息接收上出了故障。接下来对 3、4 通道第一、二类信息处理电路上的集成块与其他正常通道上的对调，看故障现象有没有改变。当 IC31 与 IC35 对调时，主机上 7、8 床显示“BEDON”、“WEAKSIG”而 3、4 床正常。判断为 IC31 损坏。IC31 为 26LS32，为负责 3、4 通道接收第二类信息的集成块。更换 IC31，故障排除。

实例 10　测出的 ETCO2 值偏低

故障现象

HP OC24 监护仪 CO_2 模块装机后，所测 $ETCO_2$ 值偏低 10mmHg，经反复校准也不能改善。

故障分析

开机后 CO_2 模块通过自检，机器屏幕在左角状态栏中未报 CO_2 故障信息，进入维修模式观看错码表，未见 CO_2 模块错码。因此怀疑模块未设置好。

故障检修

通过仔细阅读维修手册，得知 CO_2 测量方法受当地海拔影响，海拔高度作为参数参与计算。机器在出厂时，海拔高度设为默认值 0m。当地的海拔为 1 500m，装机后未调整，因此出现测量值与实际值相差较大的现象。进入机器的维修模式，在“总体开关”的“海拔”中输入当地的海拔。进行一次校准，再次使用后恢复正常。

第五章　脑电图机

脑电图机是记录脑电电位变化的精密医用电子仪器。对于颅内占位性病变，癫痫和脑部其他疾病的诊断以及神经系统的研究都是有着广泛的应用。

本章叙述了人脑的电生理特点以及诱发电位的产生，分析了脑电图机的单元线路，导联形式，伪差分析以及脑电图机常见故障的分析和维修的基础知识。

第一节　概　　述

一、脑电现象的研究历史

1791 年 L.Galvani 发现当肌肉收缩时会有电流产生，从此以后他开始认识到脑在活动时亦可能同时有电的变化存在，但是没有被实验所证实。到了 19 世纪，首先在动物脑上记录出电活动的是英国的 R.Gaton（1875 年），他在家兔和猴的大脑皮层记录到直流电位并认为可能与脑的机能有关，但由于当时受技术上的限制，未能取得可观的成就。

1899 年 Einthoven 发明了性能较好的弦线式电流计，心电图的研究有了迅速的进展。在心电仪器一章中，曾经指出心肌收缩时产生的电位可超过 1mV。一般说来不经放大亦可能驱动弦线式电流计，而脑电活动由于电位很低（约 50μF），如果不经放大就不能驱动弦线式电流计随着电子放大技术的发展，弦线式电流计才得到了进一步的提高和应用，在这方面，首先使用弦线式电流计研究及脑电活动的是 B.ПНЕМиНСКий（1913）他指出刺激狗的坐骨神经时，可以记录到皮层的电活动。

B.ПНЕМиНСКий（1925）年将狗脑的自发性电活动称为大脑电图（electrocerebrogran），并指出其中有 10～15Hz 和 20～32Hz 二种波。这相当于后来在 1929 年 H.Berger 在人脑电图中所记载的 α 波和 β 波。Ⅱ.НМиСКий 还发现当动物因失血而呼吸困难时，可以发生 0.2～1.2Hz 的脑电波，这种波后来人们称为慢波。他当时就指出脑电位自发性活动是皮层神经元活动所引起的。

在脑电现象研究的过程中，首先发现并精确地描述了人脑电活动的是 Jena 大学精神科教授 Hans Berger，他在 1924 年开始研究人脑的电活动，他用二根白金针状电极通过头部外伤患者的颅骨缺损部位插入大脑皮层，由人脑成功地记录出有规则的

脑电活动，接着他证实这种电活动不需要把电极插入脑内，而通过安放在头皮上的电极也同样可以记录到。他首先把正常人在安静、闭眼时主要出现于枕、顶部的10Hz，振幅50μV左右的有规则的波命名为α波，然后发现当被试者在睁眼视物时α波将消失，并出现18～20Hz，20～30μV的波形，他把这种快波称为β波。同时，他又把这样的脑电活动总称为脑电图（electroencephalogram）；H.Berger在1924～1929年间主要为确认人脑电图的存在而进行了研究。到1939年，他以“关于人脑电图”为题连续发表了14篇论文，他的论点是：

（1）人脑具有电活动；

（2）这种电活动来自神经细胞；

（3）正常波的波形有一些正弦波样的节律，其中频率为1～60Hz，成人则以10Hz为主；

（4）正常成人在清醒时电活动的最大振幅为100μV，一般为10～50μV；

（5）脑电图将受年龄、感觉刺激、疾病、人体的生理学和生化学等条件的影响而变化。

H.Berger最初的研究成果，当时没有被多数生理学家或神经病学家所承认。在1933年英国的著名生理学家e.D.Adrain重复了H.Berger的工作，并论证了他的成果。Adrain在当时设备完整的剑桥大学生理学研究室同B.Mathews一起研究了脑电图，确认了BErger所提出的α波和β波，并提议将α波称为“Berger”节律

自从Adrain等人肯定了Berger的研究成果之后，脑电图的研究有了迅速的发展。在德国有A.E.Kornmuller（1934年），美国有H.Davis、H.Jasper等人开始研究脑电图，特别是1936年F.A.Gibbs、H.Davis和W.C.Lennox等哈佛学派在癫痫小发作患者头部发现了3Hz的棘慢波，推动了癫痫脑电图的研究。英国的W.G.Walter（1936年）根据脑瘤时慢波的出现部位，提出了脑瘤脑电图的定位方法，开展了脑电图的临床诊断工作；与此同时，脑电图描记技术和记录装置都有很大进步。最初，脑电图记录装置没有一定的规格，主要用记纹鼓、电磁示波器、墨水笔进行记录。当时只能记录1～2导程的脑电现象。到1939年开始出现6导程的墨水记录装置。1948年出现了轻便，实用的8导程脑电图机。以后相继出现了13、15、16、32等多导程，性能良好的脑电图机。

二次大战期间,脑电图主要用于飞行员的挑选工作以及头部战伤的诊断,神经官能症和癫痫的诊断,但脑电图机的改进十分缓慢。战后随着电子技术的飞速发展,脑电图机也有了迅速的提高。除了脑电图机外，还出现了脑电图频率自动分析仪。随着电子计算机的应用，又出现了诱发电位累加器，可直接利用安放在头皮上的电极，即可记录人的诱发电位，这一成就，对临床脑电图学的研究有着重大的意义。

1945年在伦敦召开了第一届国际脑电图学会，1949年在巴黎召开并成立了国际脑电图学会联盟。并出版了“脑电图学和临床神经生理学杂志”(简称The EEC Journal)。

在国内，解放后脑电图的研究工作有了很大的发展，各种形式的国产脑电图机已开始生产，各省市医院都配置有脑电图机。在脑电图的研究工作上，也取得了很大的进展。

二、脑电图的一般性质和分类

人们把脑细胞群的自发性、节律性的电活动，利用电极把脑细胞电活动的电位与时间的关系记录下来的波形谓之脑电图，如图 5－1 所示。头皮上二点之间或头皮与无关电极（即参考电极）之间的电位差可以用 E＋△E 来表示，这里 E 为直流电位，△E 为电位的变化量。人们所观察到的脑电图就是△E 的波形，这种电现象是生物电现象的一种表现。生物一旦死亡，生物电现象随即很快消失，不同种类的动物其脑电活动亦各不相同。

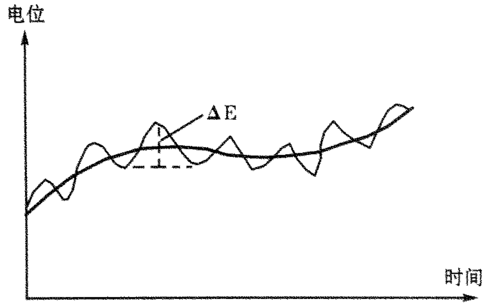


图 5－1　脑电位与时间的关系曲线

通常所记录到的人的脑电图一般类似于正弦波，它虽然不是真正的正弦波，但可以作为一种以正弦波为主波来进行分析。因此脑电图亦采用周期、振幅和相位等参数进行描述。周期、振幅和相位（亦称位相）是脑电图的基本特征，现分述如下。

（一）周期　在正弦波现象中把一个波和下一个波相对应点之间的距离用时间表示称为周期。而脑电图的周期与上述略有不同，脑电图的周期是指由一个波底到下一个波底的距离或者由一个波顶到下一个波顶的距离对基线的投影用时间表示出来，如图 5－2 所示。

通常把单位时间内出现的正弦波波数（频率）的倒数称为平均周期，例如 1 秒时间内有 10 个正弦波，其平均周期为 1/10s，即 100ms。

脑电图的周期取决于记录部位的电活动，正常人在清醒、安静、闭眼时其脑电图周期相当稳定，经自动频率分析仪分析的结果，脑电图频率主要分布于 8～12Hz 的范围内。同一个人头皮各区平均周期的差异不大于 10%，在不同时间记录的平均周期亦不超过 10%，虽然平均周期比较稳定，但对大脑生理条件的变化，特别是对

代谢改变十分敏感。在临床脑电图的研究中，由于周期的单位（ms）使用不方便，一般用频率的单位（Hz）来表示周期。

（二）振幅　在脑电图中通常把从波顶划一直线使其垂直于基线，由这条直线与前后二个波底连线的交点至波顶的距离称为脑电图的平均振幅，如图 5－2 所示。

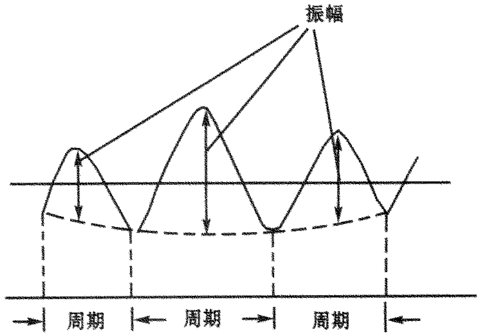


图 5－2　脑电图的振幅和周期

采用这种测定方法，是考虑到振幅一般不恒定，经常变化。振幅的大小一般取决于脑内发生的电位，也即电位发生部位的脑细胞数目及其排列方向以及记录电极间的距离、诱导方向等因素的大小。

一般振幅变化的方式有三种形式。

（1）非常快的突然变化，如癫痫波；

（2）在几秒～几分钟的短时间内的变化，如睁眼、外界刺激等引起的生理变化；

（3）几天～几年的慢变化，如年龄差异即发育过程中的生理变化。

（三）相位　在脑电图中，相位亦称位相，它有正相和负相之分。习惯上以基线为标准，把朝上的波称为负相波（阴性波），朝下的波称为正相波（阳性波），此时波的位相亦称为波的极性。此外，在同时记录二个部位的波时，其相位差亦是一个重要的参数，如图 5－3 所示。

若二个波相位差为 180°时，称为相位倒转；若二个波的相位差为零度时，称为同相位。在脑电图中，相位差一般不用度数来表示，而把它换算成时间轴的距离，并使用毫秒单位。脑电图的波形很不规则，通常根据其频率、振幅的不同，可以把正常的脑电图划分为四种基本波形，如图 5－4 所示。

（1）α 波　频率为 8～13Hz，振幅为 20～100μV；在枕叶及顶叶后部记录到的。波最为显著。α 波在清醒安静闭目时即出现。波幅表现由小变大，然后又由大变小作规律性变化，因而呈梭状图形。睁眼、思考问题，或接受其他刺激时，α 波消失而出现快波，这一现象称为 α 波的阻断，如果被测者又再安静闭目，则 α 波又重新出现。

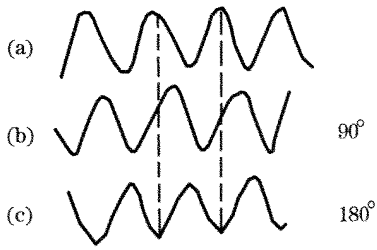


图 5－3　电脑图的相位差

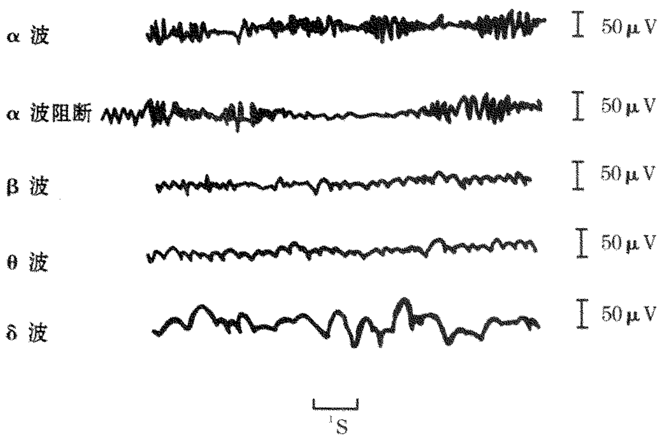


图 5－4　脑电图的四种基本波形

（2）β 波　频率为 14～30Hz，振幅 5～20μV；安静闭目时只在额叶出现。如果被测者睁眼视物，或听到突然的音响，或进行思考活动时，则在头皮其他部位也出现 β 波，所以 β 波的出现一般代表大脑皮质兴奋的结果。

（3）θ 波　频率为 4～7Hz，振幅 100～15μV；在困倦时一般即可记录到，它的出现是中枢神经系统处于抑制状态的一种表现。

（4）δ 波　频率为 3.5Hz，振幅 20～200μV；成人在清醒状态下没有 δ 波，只有在睡眠时出现。但在深度麻醉、缺氧、或大脑有器质性病变时也可能出现。

脑电图的波形随生理情况的改变而变化。一般地说，当脑电波由高振幅的慢波转为低振幅的快波时，表示兴奋过程的增加；反之，由低振幅的快波转为高振幅的慢波时，就表示抑制过程的发展。

在儿童时期，脑电波频率比成年人慢，一般可见到 θ 波节律。到 10 岁才开始出现 α 波节律。在婴儿期，脑电波频率更慢，一般可见到 δ 波节律，患有皮质肿瘤的病人或癫痫发作的病人，脑电波都会发生改变，因而利用脑电波可进行辅助诊断。

第二节　脑电图的电生理

这一节主要介绍神经细胞电活动的产生、突触电位的产生以及脑电产生的机理，现分述如下：

一、神经细胞电活动的产生

中枢神经系统主要有二种细胞，即神经细胞和胶质细胞，如图 5 – 5 所示。神经细胞具有接受刺激和传导兴奋的作用，胶质细胞对神经细胞有支持、营养和保护的作用，但无兴奋性，不能发放电冲动。神经细胞由细胞体和突起二部分组成。突起有二种：一为树突，其形态为短而分支多；二为轴突，亦称神经纤维，它细而长，通常只有一支，如图 5 – 6 所示。



图 5 – 5　胶质细胞和神经细胞示意图

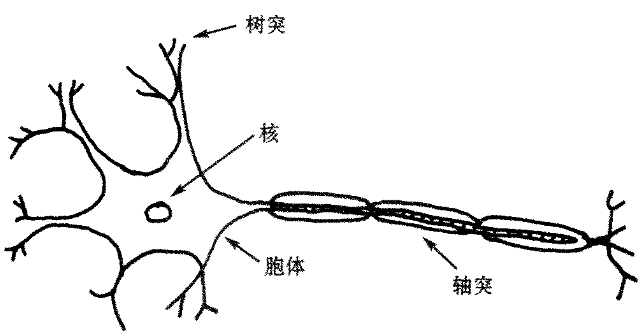


图 5 – 6　神经细胞的形态示意图

在前面曾经指出，神经细胞的电活动亦属于生物电现象。前已叙及，生物体的活动离不开新陈代谢，生物电的产生也一定与新陈代谢密切相关，特别是离子的移动，是造成电变化的主要原因。一般认为，活组织细胞表面有特殊的通透膜，它对各种离子的通透性不同，造成膜内外离子浓度的差异，从而引起膜电位的改变。

二、突触电位的产生

神经细胞与神经细胞之间的接触一般称为突触，如图 5－7 所示。前一神经细胞的轴突末梢分成许多小分枝，分枝末端呈圆形膨胀而含有突触小体，附着在后一神经细胞体或树突表面，形成突触。突触二端各有一层膜，分别称为突触前膜和突触后膜，其间有微小的空隙，称突触间隙。在突触小体内有许多小泡和线粒体，小泡内含有化学介质（亦称递质），线粒体内含有合成介质的酶。

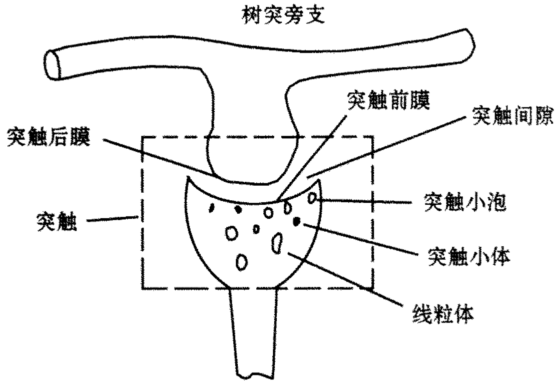


图 5－7　突触结构示意图

当一个神经细胞的冲动传到轴突末梢时，引起突触小体内的小泡释放化学介质，经过突触前膜到突触间隙，与突触后膜的受体结合，增加突触后膜对 Na^+ 的通透性，Na^+ 迅速扩散进入膜内，从而产生除极化这种局部电位变化，称为兴奋性突触后电位（excitatory postsynaptie potential，EPSP），如图 5－8 所示。电位的大小决定于突触前神经细胞的活动强弱，若活动弱则兴奋性突触后电位的幅度较小，这一电位持续时间约为 10ms；若活动强或参与活动的突触数目多，则兴奋性突触后电位的变化可以总和起来，使 EPSP 的幅度增大到一定程度时，便引起后面神经细胞兴奋，产生动作电位，沿轴突传播。如突触小泡所释放的化学介质增加突触后膜对 K^+ 的通透性，引起突触超极化（即极化状态加强），则产生抑制性突触后电位（inhibitory postsynaptic potential，IP－SP)。其持续时间与 EPSP 相近，这种 WSP 可以降低突触后膜的兴奋性，阻止突触后神经元发生扩展性兴奋，因而后面神经细胞就不会产生动作电位，而呈现抑制状态，如图 5－9 所示。

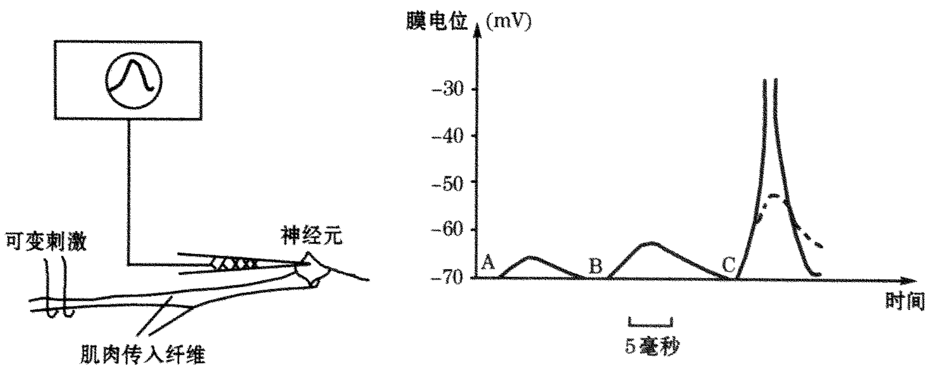


图 5－8　兴奋性突触后电位示意图（从 A→C 刺激逐渐增强）

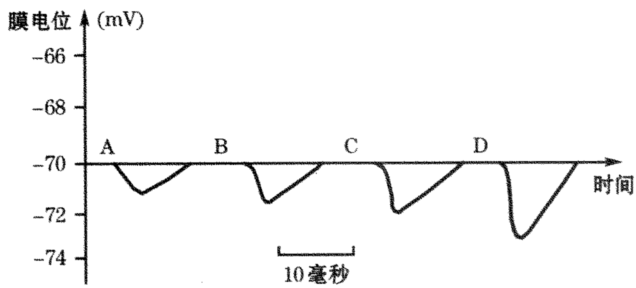


图 5－9　抑制性突触后电位示意图（从 A→D 刺激逐渐增强）

三、脑电产生的机理

关于脑电产生的机理，随着神经解剖、生理、生化等基础科学的发展，特别是微电极细胞内描记技术的发展，已经有了一定的认识。本节仅介绍一些有关的基础知识。

大脑皮层的神经细胞按其形态可分为锥体细胞、星形细胞和梭形细胞三种。后二种细胞或因部位太深、或因方向错乱，均不能形成有效的电场，对脑电的产生意义不大。只有锥体细胞，如图 5－10 所示，尤其是大锥体细胞，其顶树突垂直伸到皮层表面，它们的电活动如果同时发生，就有可能在一定区域内总和起来，而被头皮电极记录下来。

实验证明，皮层表面的缓慢电活动来自皮层锥体细胞的胞体和较大树突（如顶树突）所产生的兴奋性或抑制性突触后电位。

丘脑非特异性核如图 5－11 所示。它所发出的纤维广泛投射到大脑皮层各区，用电刺激丘脑的非特异性核，可在皮层上广泛发生节律性电活动，好像脑电图中的梭形 α 节律，应用微电极记录。在梭形节律发生时，可见到丘脑的非特异性核细胞

和皮层锥体细胞内部发生周期变化的兴奋性和抑制性突触后电位。由此推测丘脑的非特异性核可能是脑电的起步点。

通常 α 节律在闭眼安静时可在头皮电极上记录下来，在睁眼注意时，则被低波幅快活动所代替，这种现象称为脑电图的激化。这是由于感觉传入纤维旁支的冲动进入脑干网状结构，扰乱丘脑起步点结构的同步化，使脑电图上的节律性活动消失，从而出现去同步化的快活动。如 α 波阻断，而出现 β 波就是一种去同步化。这是由于神经元电活动不大一致而表现出来的一种高频率低振幅波形，称之为去同步化。

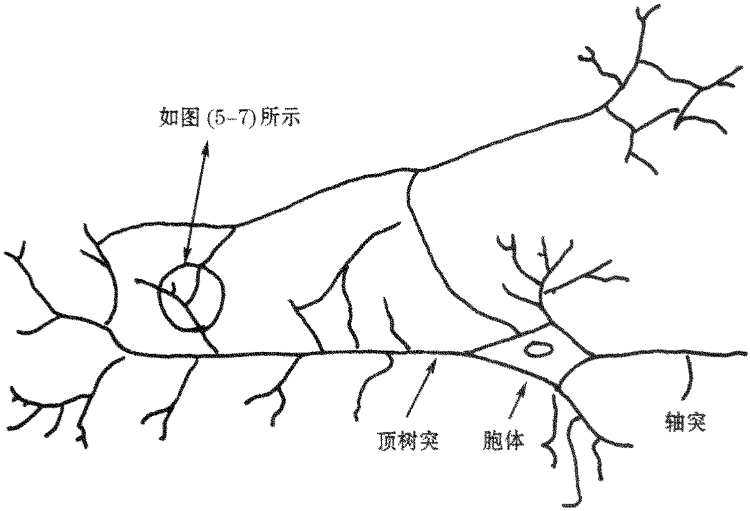


图 5 – 10　皮层锥体细胞示意图

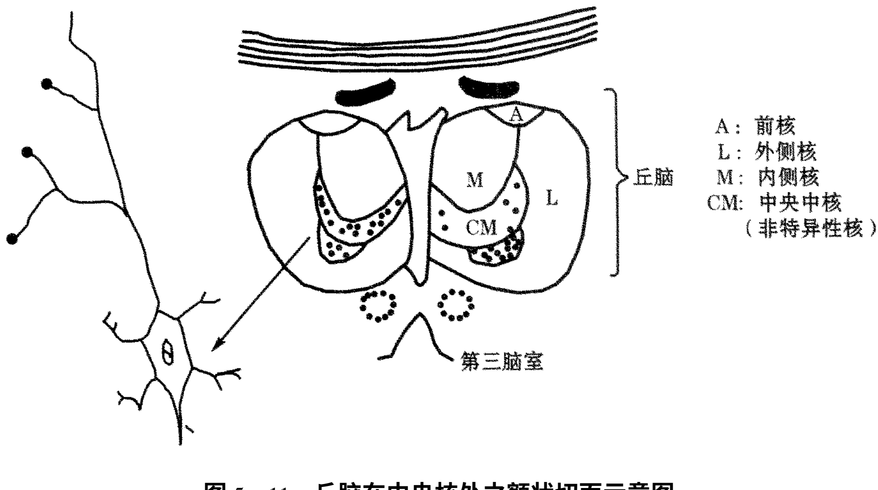


图 5 – 11　丘脑在中央核处之额状切面示意图

头皮电位产生的机理一般认为是，安静时，锥体细胞的顶树突——胞体轴心的整个细胞膜处于极化状态；当一个冲动传入细胞一端时，则引起该端除极化，这时细胞二端之间的电位差可产生一个双极电场系统，电流自一端流向另今端。例如当顶树突端因发生兴奋性突触后电位而除极化时，电流自胞体端流向顶树突端。由于细胞内和细胞外液体都含有电解质，故电流也在细胞外通过。若有一个电极放在接近顶树突的头皮区，另一个电极放在距离电场较远的地方，则前者相对后者而言为负极性。按照常规的导联方式，这个导程的记录笔向基线上方移动，如图 5－12（α）所示，而当细胞体端因发生兴奋性突触后电位而除极化时，则电流自顶树突端流向胞体端。放在接近顶树突头皮区的电极带正电，记录笔向基线下方移动。如图 5－12（b）所示。

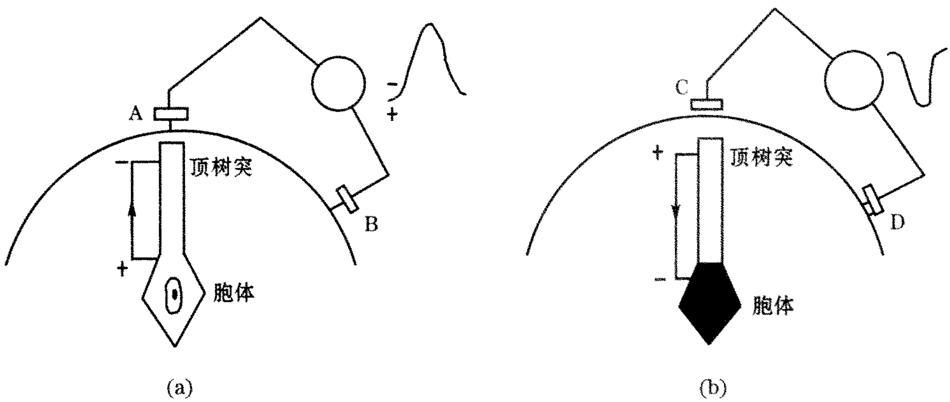


图 5－12　头皮外电位的产生示意图

注：A、B、C、D 为引导电极，箭头指示电流方向

实际上单个细胞的电活动不能影响头皮电极电位的变化，头皮上脑电图的电位变化是由许多这样的双极电场总和的结果。

脑电波形成的原理目前虽然有了较多的了解，但仍未完全解决。在动物实验中，用微电极对皮层的神经细胞同时作细胞内的和细胞外记录的结果表明，脑电波主要是由大脑皮层的神经细胞的突触后电位（包括 EPSP 和 IPSP）的变化所形成。单个神经元的突触后电位的变化是不足以引起皮层表面的明显而易见的电位改变，只有大量的神经元同时发生突触后电位变化，并且同步起来，才能引起皮质表面出现电位变化。

根据实验结果，脑电波的节律不是皮质本身形成的，也就是说。它不是大脑皮质细胞本身的内在的节律活动，而是在丘脑内形成，然后从丘脑传递到大脑皮质的。在动物实验中，若切断丘脑—皮质径路或摘除丘脑时，大脑皮质内的 α 节律便消失，相反，若切断丘脑—皮质联系或摘除大脑皮质，丘脑的节律性活动仍保持（其节律类似 α 节律）。丘脑的这种节律性活动又可被传到丘脑的冲动的影响而发生

改变，特别是网状结构传来的冲动可产生同步性或去同步性的影响。

当大脑皮质的许多细胞进行同步性活动时，即可记录到高振幅的缓慢的 α 波，当进入大脑皮质的传入冲动增多，引起去同步时，就出现振幅低、频率高的 β 波。

第三节　导联方法

一、导联的种类

欲记录脑电图，至少要用二个电极，让其分别接到脑电图机前置放大器的二个差分放大管的栅极上；其中一个电极连接到差分放大管 T_1 的第 1 栅极 C_1 上；另一电极连接到另一差分放大管 T_2 的栅极 C_2 上。在这二个电极间记录下来的电位差的变化就是脑电图（electro n cephalogram，EEG）。假如身体上有个零电位点，则放在这个点的电极和头皮上其他部位的电极之间的电位差，就等于后者的电位变化的绝对值，这种零电位点在理论上是距离机体无穷远的点，实际上做不到，只能取距离脑部尽可能远的身体上的某一点作为零电位点。若选躯干或四肢为相对的零电位点，这样在脑电图中就会混进波幅比脑电图大 1000 倍的心电信号，所以一般只能使用耳垂、鼻尖或乳突部作为零电位点。放在这些相对零电位点的电极称为无关电极（indifferent electrode），亦称为参考电极（reference electrode），或不活动电极（inactive electrode）、标准电极、中性电极等等；另一方面，把安放在头皮上的电极称为活动电极（active electrode）。

脑电图的导联方式通常分为单极导联法和双极导联法。

（一）单极导联法（monopolar recording unipolar lead）单极导联法是将活动电极放置于头皮上，无关电极置于耳垂就可以进行脑电图的记录。通常把活动电极连接到第一输入栅极，无关电极连接到第二输入栅极，这样产生于活动电极的阴性电位变化将作为波形向上的阴性波记录下来。

无关电极部位一般选二侧耳垂，它和活动电极的组合有三种方式。

（1）左侧头皮上的活动电极与左侧耳垂无关电极，右侧头皮上的活动电极与右侧耳垂无关电极相连接；

（2）耳垂的电极连接在一起作为无关电极使用，亦可接地；

（3）把一侧耳垂电极作为无关电极使用，然后换到对侧，也就是把二侧耳垂电极分开使用。

单极导联法的优点在于大致能记录到活动电极下的脑电位变化的绝对值。但头皮上电极与大脑皮层表面之间存在着脑软膜、脑脊液、硬膜、颅骨和头皮等组织，

也就是说电极距离皮层表面相当远。因此，由活动电极记录到的是电极下直径 3～4cm 范围内电活动的总和，但产生于小的局部性部位的小的电位变化则有可能被其周围脑组织的电活动所掩盖，而不被发现。单极导联法的缺点是耳垂或乳突部不是绝对的零电位点。当振幅大的异常波出现于颞部时，耳垂电极由于较靠近颞部而受其电场的影响，有可能记录到与颞部电位数值相近的异常电位，这种情况称为无关电极的活动化。

放置无关电极的部位除有耳垂、乳突部外，还有鼻尖、下颌、颈部等，但鼻尖无关电极由于易出汗会引起基线不稳的伪差。而乳突部、下颌、颈部等无关电极亦会出现心电信号及血管波带来的伪差。此外还有平衡式非头部无关电极（balanced non－cephalic reference electrode），这是在第 7 颈椎棘状突起上皮肤和右侧胸锁关节附近各安置一个电极，并各通过 20kΩ 的可变电阻互相连接在一起作为无关电极，使用时通过调节电阻的大小来减小心电信号的影响。理论上能得到理想的零电位点，但实际上还不能完全消除心电信号所带来的伪差。

特殊的无关电极还采用将头皮上多个活动电极各串接 1.5MΩ 的电阻后连接起来，作为无关电极使用，这就是所谓平均无关电极（average reference electrode），可弥补耳垂无关电极的不足。

（二）双极导联法（bipola－recording）

双极导联法不使用无关电极，而将头皮上的二个电极分别连于第 1 栅极和第 2 栅极进行描记，用双极导联法记录下来的是二个电极部位的脑电位变动的差值，即由第 1 栅极的波幅减去第 2 栅极的波幅。因此，当这二个电极在单极导联显示同样的电位变化时，而用双极导联法记录下来的二个电极间的电位差就等于零，即显示一条平坦直线。

一个头皮电极所能记录到的脑电活动有两个来源，一是来自局限于电极部位的成分；二是来自脑的较广范围（直径 3～4cm）的成分。如果双极导联法的两个活动电极间距离较近（例如 3cm），来自较广范围的成分就由两个活动电极同样被记录下来，结果这种电活动成分相抵消而不出现于脑电图上，相对地双极导联法要比单极导联法更突出地将其表现出来。但若两个电极靠得太近，例如 2cm 以内，各个电极就要记录到同样的电活动，结果用双极导联法描记下来的却是平坦的曲线或直线。一般两活动电极的适当距离为 3～6cm。

双极导联法不适合于记录准确的波形或电位变动的绝对值，但适合于记录局部性异常波，并可排除无关电极活动化所引起的误差。

上述导联方法，都各有其优缺点，为了得到真实的大脑生物电信号，便于共同地进行研究和比较，脑电图协会国际联合会没有规定在描记大脑生物电时电极的安置方式，但提出了以下三个必须遵守的原则。

（1）描记的导联应沿矢状平面及额平面展开其程序，必须由二半球的对称点导出电位；

（2）电极的安置应由前向后，由右向左，电极间距离保持均等；

（3）双极引导时，电极安置要使得每个放大器输入的黑色标号（第一个标号）要与其前面的（或安排在后面的）电极相对应。

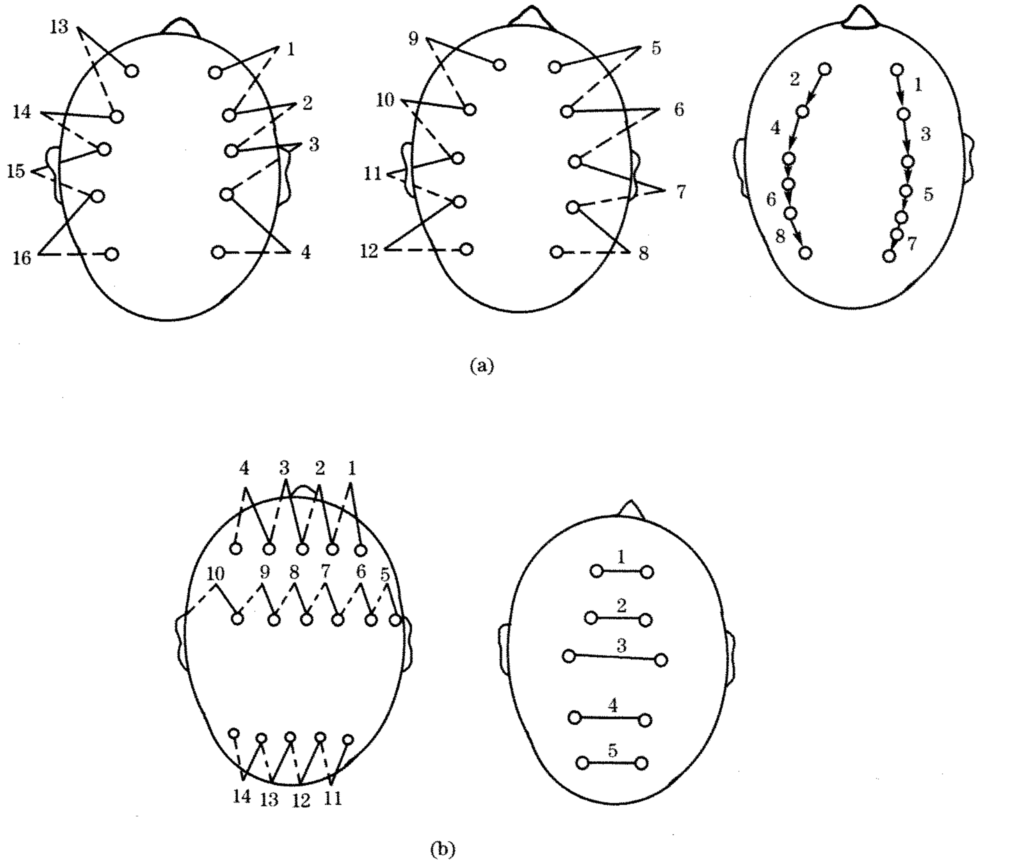


图 5－13　按照脑电图协会国际联合会建议的原则所设置的电极安置方案

图 5－13 绘出了按照上述原则的电极安置方案。其中图 5－13（a）为矢状平面（由前向后）的安置电极。图 5－13（b）为额平面（从右向左）的安置电极。图中数字为脑电图描记的导联序号。

二、定位方法

一般把确定出现某种不正常的脑电波的部位（或病侧）的方法称为脑电图的定位（或定侧）。

脑电图的定位和颅内病变的定位应有区别，二者在多数情况下是一致的，但也有不完全一致的情况，利用脑电图来作颅内病变定位诊断时应熟悉并掌握颅内病变

脑电图的改变规律，并结合临床所见才能作出正确的判断。

脑电图的定位方法通常有如下几种。

（一）单极导联定位法

如将有关电极放在病灶上，则脑电图改变最明显，常出现波幅最高的慢波或其他波形。单极导联定位法的优点是可记录到局限于电极部位的电活动和电极周围较广泛的电活动（d 为 3～4cm 左右），对皮层下深部病变易发现。另一方面由于耳垂无关电极靠近颞部，当颞叶有高波幅异常时，可通过电场效应的影响，使耳垂的无关电极变成有关电极，从而出现伪差。

（二）双极导联定位法

如果其中一个电极放在病灶上，则该导联可记录到脑电图异常的波形。如异常波为负相时，其病灶在第 1 栅极；若为正相时，其病灶在第 2 栅极。如图 5－14 所示。如把电极 1 和 2 分别连接到脑电图机的第 1 导程中第 1 栅极和第 2 栅极；把电

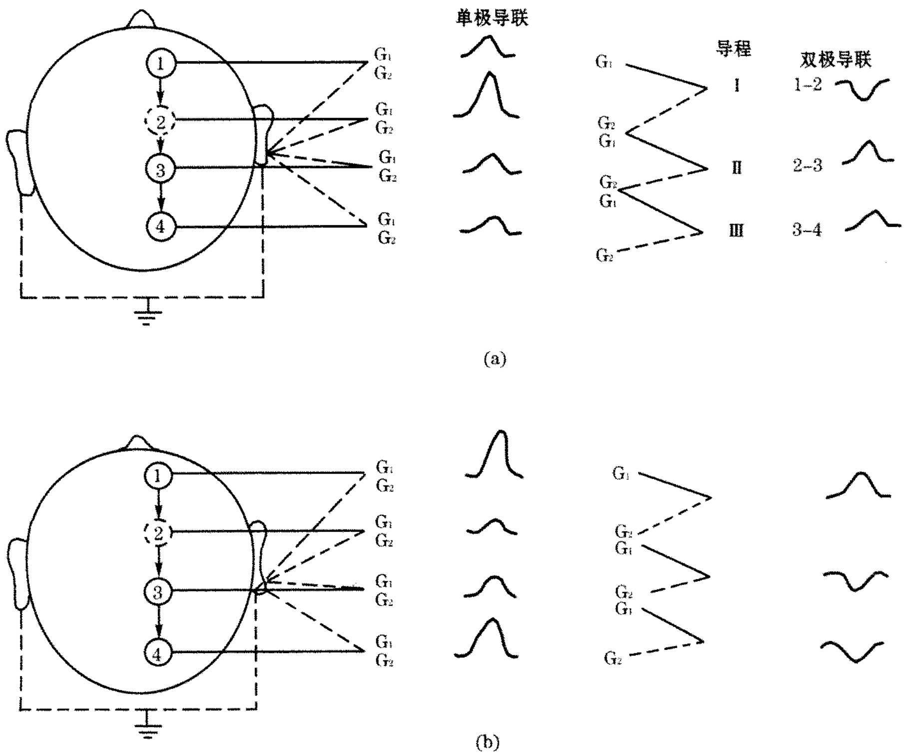


图 5－14　脑电图的定位法示意图

极 2 和 3 分别连接到第 2 导程中第 1 栅极和第 2 栅极，则在第 1 与第 2 导程上出现位相倒转，其波幅最高或最低的病灶部位在电极 2 处。如病灶在大脑的周围地区或病灶过大，超过两个电极之间的距离时，则不能出现位相倒转。

双极导联定位法的优点是：来自两电极各自周围的较广泛的电活动，可以互相抵消而不出现，只保留局限于电极部位的电活动，故对皮层浅部局限性病变较易发现。并且可以排除单极导联时耳垂无关电极变成有关电极时所出现的伪差。

（三）三角导联定位法

三角导联定位法是双极导联定位法的一种，即从单极导联中选择脑电图异常改变最明显的一个电极，随意加上附近两个电极，连接成三角形，用双极导联顺时针或逆时针连接，出现异常波位相倒转的两个导程中，其相同的电极位，即病灶所在部位。如图 5 – 15 所示。

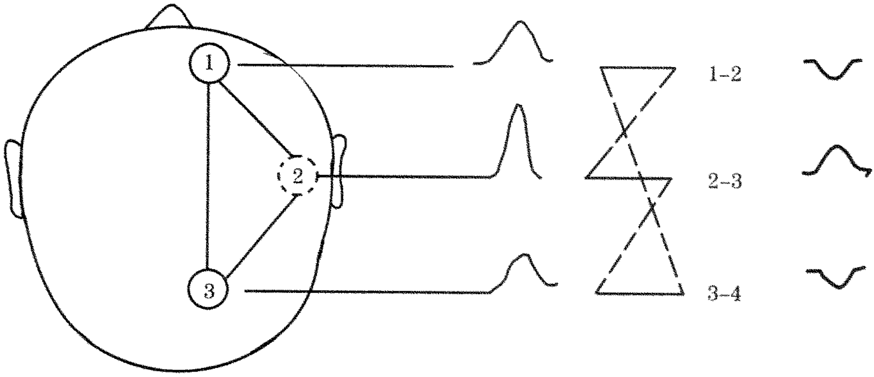


图 5 – 15　三角导联定位法

第四节　人脑诱发电位

人脑诱发电位是指人脑的生物反应。它可以看成为当刺激感受器、传导途径或神经核时，由于传入冲动进入神经元系统所产生的电位的代数和。

一、诱发电位的分类

首先应该指出，对诱发电位分类时，首先要选定所谓为固定的原发反应组，即选定发生在对光、声或电刺激起反应的相应的投射区，并且有短的潜伏期的诱发反应。所有其余的诱发反应均与原发反应进行比较。由于诱发电位的波形不同，并且有较长的潜伏期，这些诱发反应通常分为次发反应、延迟反应和后放电反应等。

这里应该指出，关于诱发电位的分类，理论上尚未完备，分类方法也很不统一，这里不准备进行详细地论述，因为在作同一种诱发电位的描记时，既可得到原

发的诱发反应，也可得到次发的诱发反应。无论从颅表面或是从暴露的皮层和在脑的深部结构所描记的诱发电位，其基本方法大致相同，所以分类也只有相对的意义。为了阐明诱发电位产生的机理，现在从对不同的感觉系统的感受系统的感受器的刺激方法进行研究，这样对阐明诱发电位的机理，现在从对不同的感觉系统的感受器的刺激方法进行研究，这样对阐明诱发电位产生的机理比较方便。下面介绍一下获得诱发电位的一般的刺激方法。

二、获得诱发电位的一般刺激方法

临床诊断已经证实，假若从颅表面、或大脑深部结构，均能描记到由于光、声或电刺激中枢神经系统的各部所引起的诱发电位。

刺激可以是连续的或断续的，即刺激可以是连续波或脉冲波，其强度、时间、频率均可改变。

一般的方法有以下几种

（一）光刺激　为常用刺激方法之一。适用于患者脑部有局部性损伤，其光刺激所产生的诱发电位具有重要的临床价值，因为此时病理过程局限于脑干或大脑半球。

光刺激器一般采用气体放电管或阴极射线管。光刺激时，光源应位于患者眼的附近（小于 20cm）。描记时要避免眨眼和眼球移动所产生的伪差。

（二）声刺激　适用于研究大脑半球皮质和听觉分析器官传导途径的诱发电位。用于评定癫痫、珠网膜炎等脑疾患者的机能状态。

一般声刺激器是声发生器产生的一种具有一定频率和强度的纯音调刺激。实践中，常将声、光刺激器组合在一起，称为声光刺激器。

（三）电刺激　临床上的电刺激器由七个部分组成。即电源部分、特定发生器（振荡器）、编组装置、延迟部分、总合器、输出器和记时脉冲发生器。

电刺激器通常具有多功能的特点，即可以输出单一脉冲或一列脉冲；输出单相脉冲或双相脉冲；每个脉冲的宽度、幅度、重复频率和极性均可调整。刺激器按输出方式划分，又可以分成电压输出刺激器和电流输出刺激器，前者属于低阻抗输出，后者属于高阻抗输出。

在使用电刺激器时应特别注意安全，并使刺激器与描记部分分别接地，可有效地降低记录波形的伪差。

三、诱发电位描记的一般方法

诱发电位一般用脑电图机进行描记，也可以用其他设备（例如阴极示波器）进行描记。临床上描记诱发电位所用的电极有以下几种。

（一）从颅表面描记诱发电位，可采用脑电图机的描记电极。

（二）在作神经外科手术时，可借助胶着电极从暴露的大脑皮层表面描记诱发电位。胶着电极是圆盘形的石墨电极，直径约 5cm，固定在胶布板上，它能很好地粘暴露的脑部。

（三）描记脑深部的诱发电位，可使用各种专门的脑内电极，例如鼻咽电极及蝶骨电极等。

描记诱发电位时，安置电极可遵循前述的一般方法，但也要考虑诱发电位发生的区域进行必要的调整。一般对光刺激的诱发电位，电极最好安置在两侧大脑半球的后部。描记深的诱发电位时，电极基本上安置在顶颞部记录效果较好。

描记诱发电位时的导联方法也和一般脑电波的描记相同，也有单极法、双极法和三角导联法等。

在进行诱发电位描记时，一方面要遵循上述原则，同时还要创造一定的研究条件，即要求被检者处于安静、清醒状态（不应过分地兴奋或沮丧）。应当注意，脑的机能状态的改变可直接影响诱发电位的产生和表现形式。否则，影响对所得诱发电位的分析和判断。

关于诱发电位的处理，应包括诱发电位的潜伏期、振幅和诱发电位反应的各个时间的周期等。由于电子计算机的应用，对诱发电位可做定量分析，可计算均方根差指数，平均分散指数等统计参数，也可作相关分析，用以判断大脑左右半球的功能是否正常。

第五节　脑电图机的组成

脑电图机是一种描记大脑生物电的电子仪器，可将微弱的脑电活动信号进行不失真的放大，再通过记录器把它描记下来。

正常脑电活动所产生的电位差为 10～100μV，而一般的墨水描记器的功率为 0.5～3W。因此，脑电图机的增益一般要在 120dB 以上，才能将脑电活动的电位差记录下来。

脑电图机一般有专用型和万能型二种。专用型脑电图机是专门用来记录脑电图的装置，一般使用的是 RC 耦合放大器。而万能型脑电图机一般使用直流放大器作为其主放大器。这种型式，除用于记录脑电图外，还可以把时间常数调大一些，以便记录心电图、呼吸曲线、皮肤电反射、眼球活动、胃肠运动、血压等较慢的变化波形。另外，这种型式的脑电图机，由于高频特性较好，还可以用以记录肌电图，诱发电位等快的变化波形，在示波器上可进行显示。

脑电图的导程也就是笔数，一般可分为 4、6、8、12、14、16 等，但常用的是 8

导程和 12 导程。

脑电图机的基本结构，通常可分为六部分：输入部分、前置放大部分、调节部分、主放大器、电源部分和记录部分，如图 5-16 所示。

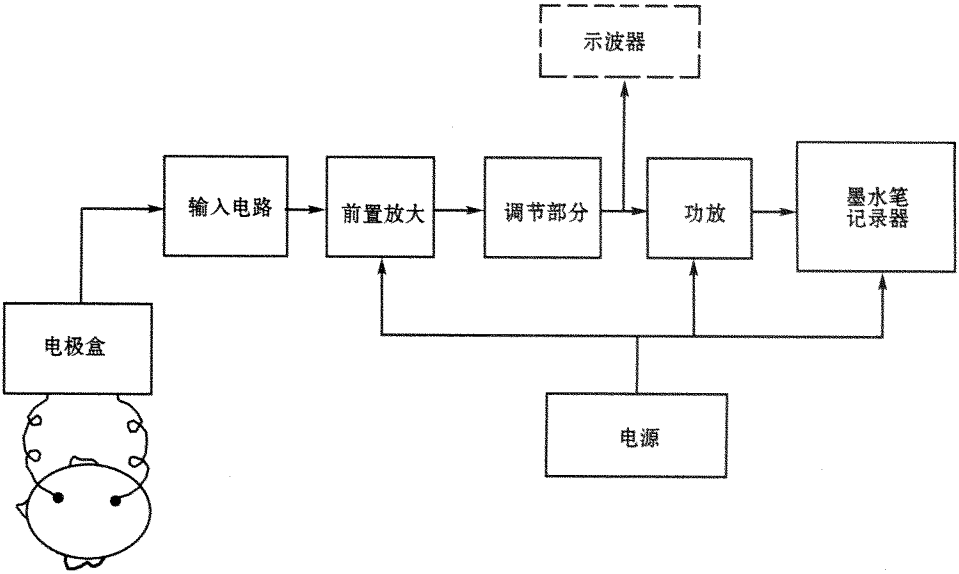


图 5-16　脑电图机方框图

一、输入部分

(一) 电极盒　头皮电极的导线一般不直接与脑电图机输入端连接，而是通过电极盒（亦称输入盒）与脑电图机连接。电极盒是一个具有接地的金属盒，盒上有许多插孔。用来与电极导线插头连接。插孔的号码与导联选择器（电极选择器）转盘的号码一致。有的电极盒还带有电极电阻测定装置。

(二) 导联选择器（电极选择器）　选择器可以从与电极盒插孔联系的许多头皮电极中任意选出二个，把这二个电极引导到平衡放大器，即推挽式放大器（push-pullampliffier）或差分放大器（differential amplifier）的二个控制栅极 G_1、C_2。若 C_1 对 C_2 为负时，则记录将由基线向上移动（即出现所谓阴性波），而若 C_1 对 C_2 为正时，则记录笔向下移动，出现所谓阳性波形。

脑电图机上有时设有耳垂电极选择器，把耳垂电极插在电极盒上固定的号码插孔上，然后将耳垂电极选择器扭到 L-R 时，这时左右耳垂电极将连接在一起，若扭到 L-R-E 时，则左右耳垂电极将连接在一起并接地。此外亦可选择左耳接地（L-E）或右耳接地（R-E）。脑电图机上一般还有特殊的电极转换器（pattern），不需要再调节各个导程的选择器，而只用转动转换器的旋钮，就可得到单极或双极

导联。

（三）标准电压信号发生装置　在描记脑电图之前，先用标准电压来校准记录笔振动的幅度。通常利用标准电压转换器给出一个标准电压，如图 5－17 所示，使与栅极 C_1、C_2 相连。通常标准电压信号发生装置可分别供给 5、10、20、50、100、500μV 或 1、2、5、10、50mV 的各种标准电压。一般常以 50μV 作为基准电压，可调节增益使笔的振幅达到 5～10mm，但常用的振幅是 6～7mm。

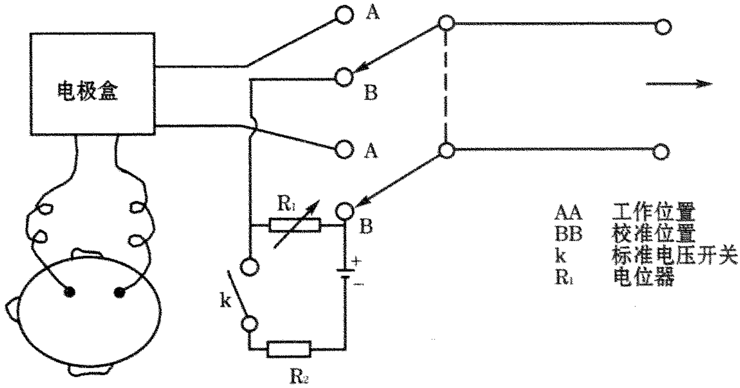


图 5－17　标准电压转换器

（四）电极电阻测定装置，设在电极盒或脑电图机主机上，可以用来测定二极间的电阻，也可测量电极对地的电阻。一般头皮电阻应小于 5kΩ 阻值大容易产生干扰或造成伪差。

二、前置放大器

前置放大器主要用于电压放大，通常使用电子管，最近的小型脑电图机也常使用晶体管。脑电图机的前置放大器通常采用 2～3 级放大，如图 5－18 所示。前置放大器中均要求选取低噪声和高放大倍数的电子管或晶体管，其内部噪声不得超过 12nV。为了避免外来的机械性振动，前置放大器的各级电子管均装有锁紧装置。

三、调节部分

（一）紧急开关

一般安装在第 1 级和第 2 级电子管之间。打开紧急开关时，可将第 2 级电子管的输入栅极 G_1 和 C_2 短路，这样不管输入如何，记录笔均保持不动。紧急开关通常用来防止转换电极选择器、时间常数转换器或增益调节器时笔的摆动，也能防止突然产生的电冲击所引起的笔的大幅度振动。

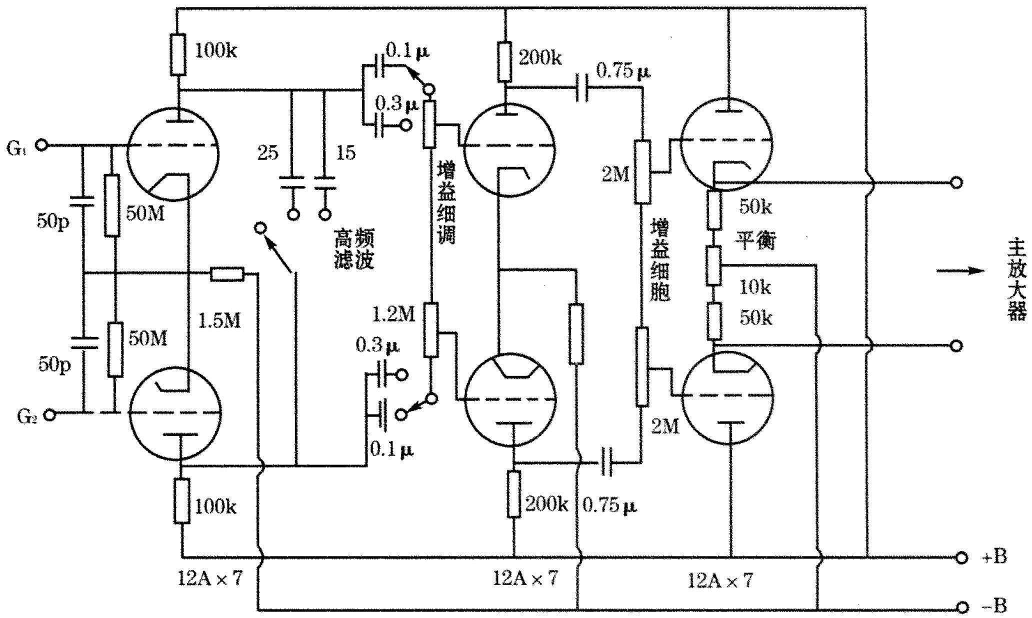


图 5－18　前置放大器

（二）时间常数转换器（低频滤波器）

时间常数转换器通常装在第 1 级和第 2 级之间，或第 2 级与第 3 级之间。时间常数取的大时，有利于慢波出现；而时间常数取的小时，则有利于快波出现。一般脑电图机的时间常数通常以 0.3s 为标准。

（三）增益调节器

在脑电图机放大能力的基础上，可以通过增益调节器，在一定范围内增加或减小放大倍数。通常增益调整是利用装在第 2 级与第 3 级的栅级上的可变电阻来完成。前者作增益细调，后者作增益粗调。

（四）电子管平衡调整器

电子管平衡调整器为一可变电阻，通常装在第 3 级两个管的阴极间，保证两个管子能够平衡工作。

（五）高频滤波器

利用适当的电容器，将不需要的高频分量旁路而保留其低频信号，滤波器通常分为三档：15、25 和 ∞；其中 ∞ 表示无滤波作用。而 15 或 25 即表示 15Hz、25Hz 以上的频率的波幅将衰减 30% 左右。实际上如不选用高频滤波时，所描记出来的波形高频成分较多，波形显得尖锐。若将高频成分衰减掉，则波形比较圆钝。

目前生产的脑电图机，还采用抑制 50Hz 交流电干扰的双 T 滤波器。当输入信号有 50Hz 的交流干扰时，则经过双 T 滤波器之后，一般仅剩下 1/10；故在没有金属屏蔽网及专用地线的情况下，描记效果可显著提高。

四、主放大器（末级放大器）

主放大器通常选用直接耦合的 3 级放大器（直流放大器），并具有负反馈电路，末级采用功率放大管，以产生足够功率推动记录笔记录波形。最近生产的脑电图机采用晶体管。因此脑电图机的体积大大缩小。在主放大器中还包括：

（一）记录笔零位调整器，在主放大器的第 1 级二支电子管的阴极与阴极之间有可变电阻，可用来调节记录笔的基线位置。如图 5－19 所示。

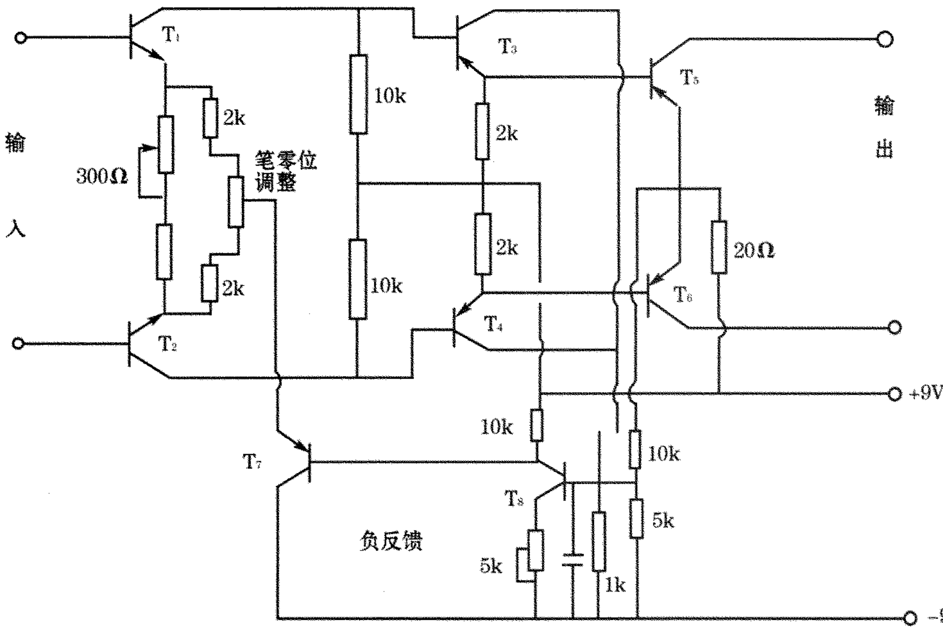


图 5－19　主放大器原理图

（二）引入反馈电路　可减小波形失真，提高稳定性。

五、电源部分

用来供给放大器和记录部分的电源，一般要求其稳定度不超过 ± 10%；故常需要引入各种稳压电路（电子稳压器或磁饱和稳压器）。

六、记录部分

（一）墨水笔记录

由墨水笔和笔马达组成。它所划出来的是以笔的长度为半径的圆弧形。理论上笔的长度愈长，这种弧形失真就愈小，一般使用的笔长度为 12cm 较佳。笔马达是一个具有恒速三级变速（1.5、3、6cm/s）电动机，以推动记录纸，而由磁场推动记录笔进行定时的波形描记。其工作原理与心电图机相同。

笔马达的固有振动频率一般为 50Hz 左右，故对超过固有振动频率的快现象，在作墨水笔记录时就要出现波形失真。

（二）示波器显示

适用于长时间监视的特殊检查。这种方法与墨水笔记录比较，其优点是波形失真小，节约纸张，但记录不易保存。

第六节　典型脑电图机电路分析

一、脑电图机的组成和单元线路分析

脑电图机是一部精密的记录脑电波形的医用电子仪器，它由六部件组成：输入选择电路、放大电路、时标电路、电阻测量电路、定标电压电路和稳压电源电路。如图 5－20 所示。现分述如下。

（一）输入选择电路

脑电信号的输入选择由两部分组成：总导联选择和分道选择。分道选择开关 K_1 是一单刀 23 位套轴波段开关，其外轴是放大器负输入端（电子管 C_1）的选择开关；其内轴为正输入端（电子管 C2）的选择开关；整个脑电图机共有 8 个这种开关。每道一个。当总导联开关 K_2 位于“分道”位置时，输入信号就由这个分道选择开关 K_1 进行选择。总导联开关 K_2 是一个八档按键开关。每档具有 20 刀双位。其中 1～16 刀分别控制 1～8 道放大器的输入，其余 4 刀控制导联标记的波形。

（二）放大电路

放大电路包括前置放大、电压放大、功率放大、时间常数、滤波和增益控制电路以及干扰抑制电路。

1. 前置放大电路

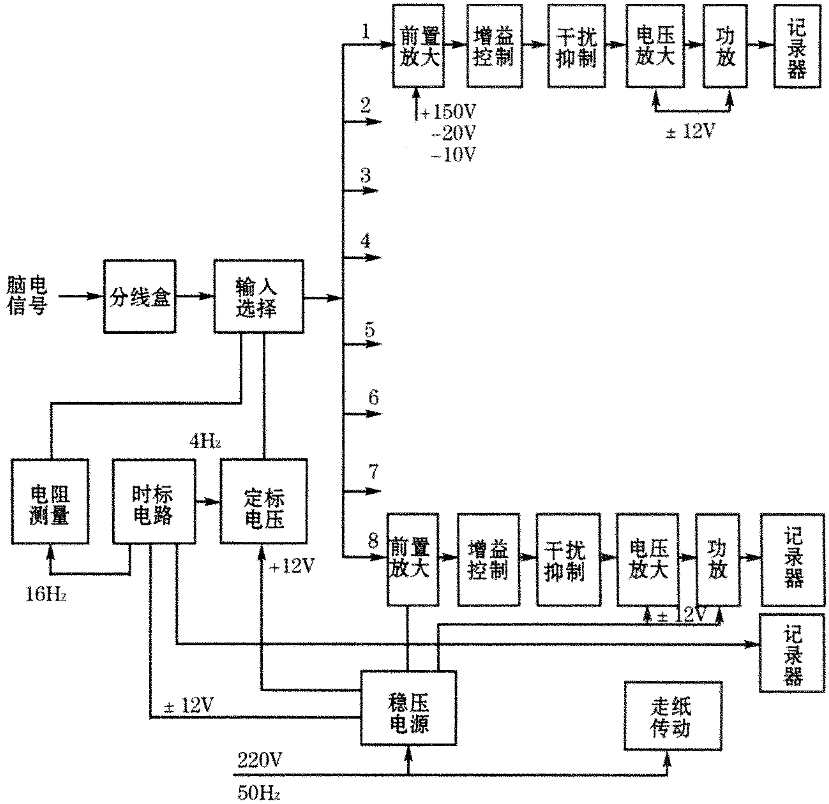


图 5－20　典型的脑电图机方框图

由电子管 C_1 和 C_2（6N4）组成两级差分放大器，如图 5－21 所示。两级差分放大之间采用阻容耦合，一般时间常数为 2s，电路中晶体管 T_1、T_3 组成两个恒流源，分别用以提高两级差分放大器的共模抑制比。结型场效应管 T_3 组成共模负反馈电路，即从电子管 G_2 公共阴极取出共模信号，将其反馈到晶体 T_1 的基极，而结型场效应管在这里用作源极跟随器，起到阻抗隔离的作用，避免降低电子管 G_2 的阴极动态电阻。电路中 R_1、R_2、C_1 组成的低通滤波器，用以消除外界的高频干扰。

2. 电压放大电路

如图 5－22 所示，由结型场效应管 T_7、T_8 和晶体管 T_9、T_{10} 组成两级差放大器，晶体管 T_{11} 组成射极输出器，电阻 R_{43}、R_{44}、R_{45} 和电位器 W_4 组成反馈网络，将输出电压反馈到结型场效应管 T_8 的栅极，调节 W_4 可以改变反馈量的大小，用作增益细调。电位器 W_3 用作平衡调节。

3. 功率放大器

功率放大器电路如图 5－23 所示，采用双三极管 T_{12a}、T_{12b} 组成一级单端输出的

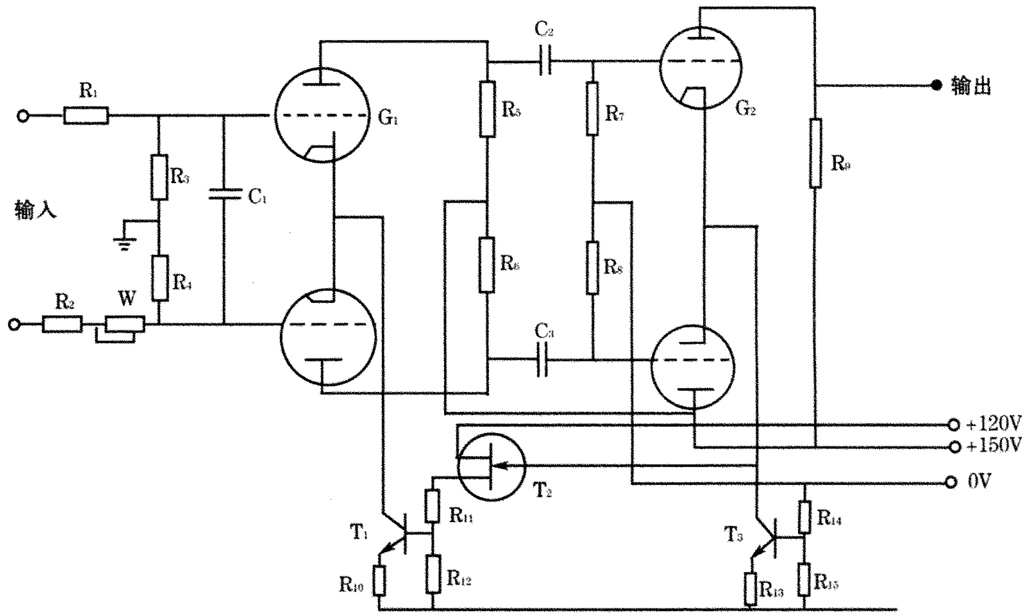


图 5－21　前置放大电路

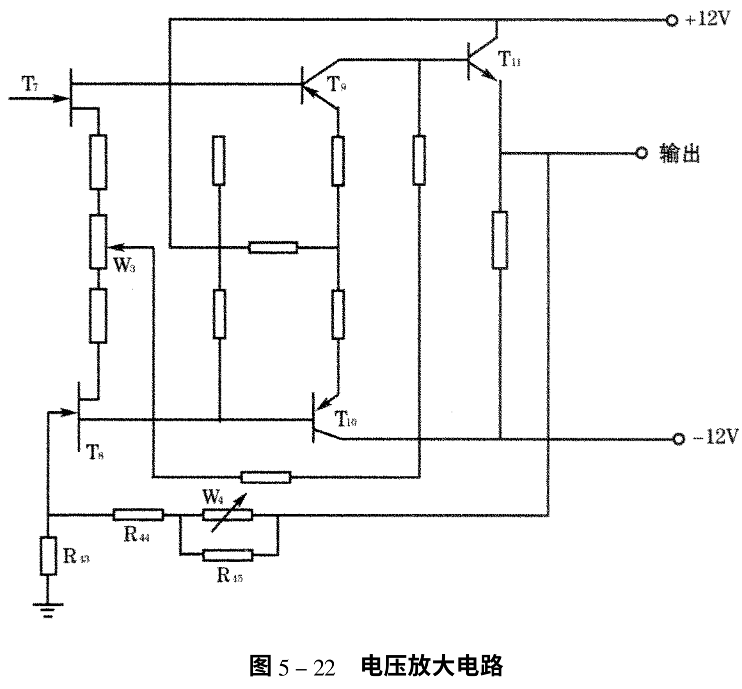


图 5－22　电压放大电路

差分放大电路，电路有二个输入端，其中一个输入端加入信号，另一个输入端加上一个直流移位电压；通过电位器 W_6 的调整，可以改变直流移位电压的数值，使基

线的零位可以上下移动。晶体管 T_{13} 和 T_{14} 组成一级放大器。晶体管 T_{14} 在这一级中可以看作一个恒流源，因为其集电极的输出阻抗高可以作为晶体管 T_{13} 的集电极负载阻抗，使该级增益得到提高。晶体管 T_{15} 也是一个双三极管，其中两个管子分别和晶体管 T_{16}、T_{17} 组成复合管，即复合管 $T_{15a}-T_{16}$ 和 $T_{15b}-T_{17}$。由这二个复合管再组成互补复合电路，从而构成一个单端推挽电路，用作功率输出级。

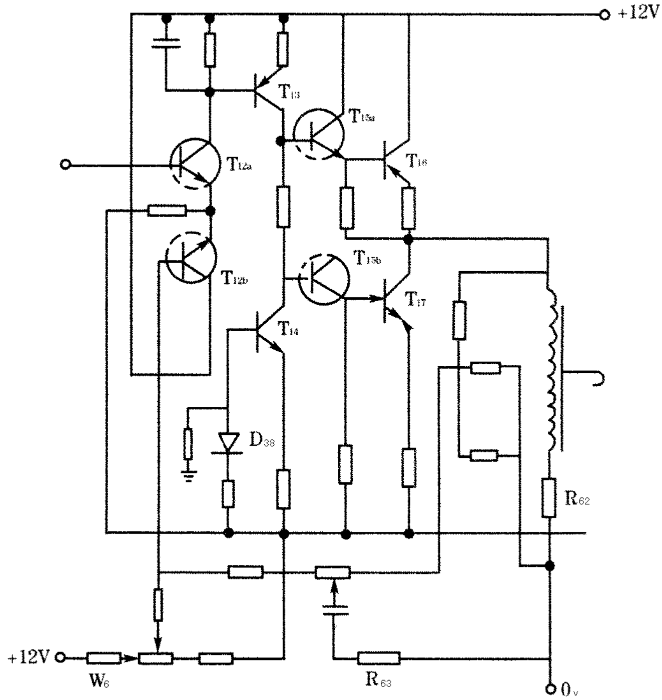


图 5－23　功率放大器电路

其动圈式记录器的线圈即是单端推挽电路的负载。电路中要求双晶体三极管 T_{15} 是由一对对称的三级管 PNP 和 NPN 组成，以便组成上述互补复合电路。晶体二极管 D_{38} 用作对晶体管 T_{14} 进行温度特性补偿，改善温度特性。

为了补偿记录器的频率特性，使其高频端特性得到扩展，可采用负反馈原理。即将记录器线圈上的电压经过负反馈网络（由 W_6、R_{64}、C_{17} 等组成）反馈到晶体管 T_{12b} 的基级，调节电位器 w_5 即可改变反馈量，使其频率特性得到补偿。

电阻 R_{62} 用作补偿记录器线圈发热而引起的灵敏度下降。因为动圈式记录器的线圈有一定的电阻，工作时线圈中的电流将使线圈发热，线圈的电阻增大，输出的功率下降。利用电阻 R_{62} 作为电流负反馈组件，可以补偿因线圈发热而引起敏度下降的缺点。

4. 滤波、时间常数和增益控制电器

滤波、时间常数和增益控制电路位于前置放大电路和两级差分放大器之后，其电路形式如图 5－24 所示。

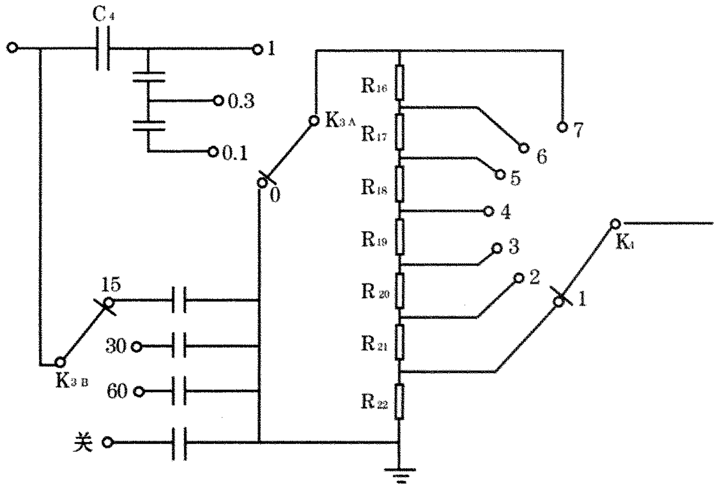


图 5－24　滤波、时间常数和增益控制电路

其中开关 K_{3a} 用于选择不同的时间常数（1s、0.3s、0.1s），开关 K_{3b} 用作滤波选择，开关 K_4 用作增益控制调整，利用电阻分压，使其相邻两档之间相差 6dB，即相差一倍。

5. 干扰抑制电路

干扰抑制电路如图 5－25 所示。该电路位于滤波、时间常数和增益控制电路之后。它是一个典型的有源双 T 滤波电路。其中 R_{23}、R_{24}、R_{25} 和 C_{11}、C_{12}、C_{13} 组成双 T 对称电桥，是一个具有选频特性的滤波网络。其谐振频率 $f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$，电路中 $R = R_{23} = R_{24} = 14.5k\Omega$，$C = C_{11} = C_{12} = 0.22\mu F$，所以 $f_0 = 50Hz$，有源双 T 滤波电路比双 T 滤波电路的幅频特性更尖锐，如图 5－26 所示，其滤波效果更好。即在抑制 50Hz 干扰的同时不会把有用的信号也滤掉，故这种有源双 T 滤波电路在脑电图机中得到广泛应用。

电路中场效应管 T_4 组成源极跟随器，提高双 T 电路的输入阻抗，在场效应管 T_4 的输入回路中接入稳压二级管 D_1，D_2，可将 T_4 的栅级输入电压限制在 ±6V 之内，对场效应管 T_4 起保护作用。晶体管 T_5、T_6 组成两级串联的射极输出器。采用二级串联可以提高 T_5 基级对地的输入阻抗，提高电路对信号的传输能力。

电路中 K_5 为干扰抑制开关，当需要抑制 50Hz 干扰时，即可将 K_5 闭合，此时反馈信号送到双 T 电桥。由于双 T 电桥具有对 50Hz 尖锐的衰减特性，使 50Hz 的干扰得到极大的抑制，而且有用信号仍然得到正常的传输，从而实现了对 50Hz 干扰的

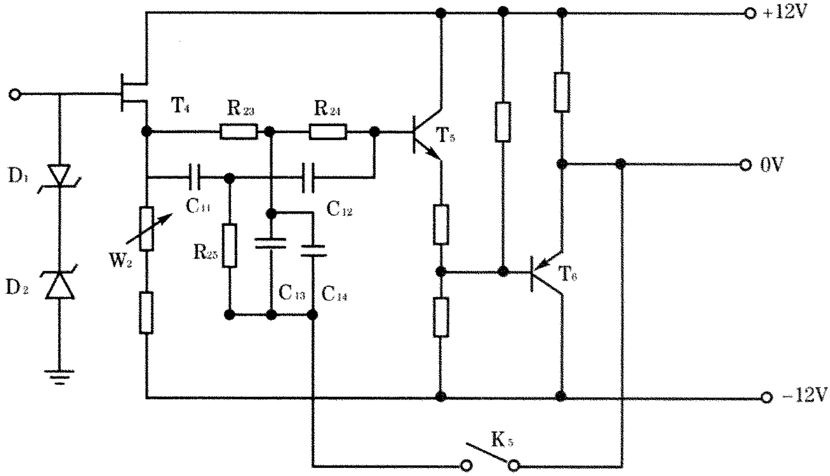


图 5－25　干扰抑制电路

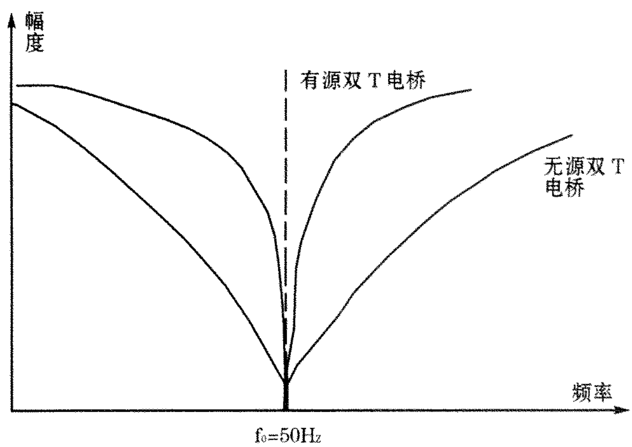


图 5－26　有源和无源双 T 电桥的幅频特性

抑制作用。

电路中电位器 W_2，用以调节输出直流电平，使其维持在 0V，使描笔基线稳定。

（三）时标电路

时标电路包括：16Hz 振荡器、整形电路、分频电路、“与”门电路、“或”门电路和继电器动作电路。现分别叙述如下。

1.16Hz 振荡器

由晶体管 T_{18}、T_{19}、T_{20}和 T_{21}组成 16Hz 振荡器。其电路形式如图 5－27 所示。

其中晶体管 T_{18}和 T_{19}组成差分放大电路，晶体管 T_{20}和 T_{21}组成串联的射极输出器。电路中电阻 R_{77}、R_{78}和 R_{79}、电位器 W_8、电容 C_{19}、C_{20}、C_{21}组成一个对称的双

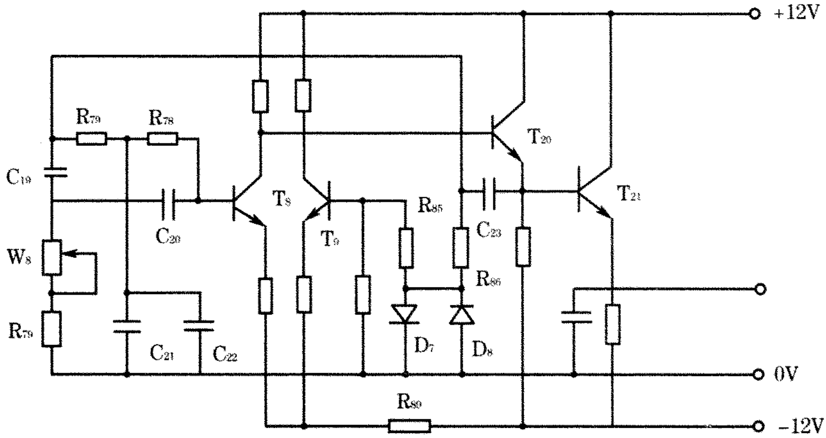


图 5－27　16Hz 振荡器电路

T 电桥，作为选频网络，其谐振频率为 f_0。在谐振频率时，其传输系数为 $\beta_T=0$。16Hz 振荡器的工作原理可以概述如下：即当电路接通时，由晶体管 T_{18}、T_{19} 所组成的差分放大电路将有一个输出电压送到晶体管 T_{20} 的基极。当差分电路的输出电压送到 T_{20} 的基极之后，从 T_{20} 的发射极经耦合电容 C_{23} 有两个反馈支路，分别将反馈信号反馈到 T_{18} 和 T_{19} 的基极上，其中 R_{85}、R_{86} 组成的反馈支路，分别将信号送到 T_{19} 的基极，这是一支正反馈；另一反馈支路由对称的双 T 电桥组成，将反馈信号送到了 T_{18} 的基极，这是一支负反馈，通常负反馈比正反馈强得多，不会引起振荡。而在双 T 电桥的谐振频率毛处，由于传输系数 $B_T=0$，所以负反馈信号不能通过双 T 网络，而另一支的正反馈存在，所以振荡即可产生，其振荡频率 $f=\frac{1}{2\pi RC}$，其中 R 为 R_{77} 或 R_{78} 的数值，C 为 C_{19} 或 C_{20} 的数值。在该电路中，$R=R_{77}=R_{78}=45.3K\Omega$，$C=C_{19}=C_{20}=0.22\mu F$，所以 $f=\frac{1}{2\pi RC}=16Hz$。

一般通过调节电位器 W_8 的位置，可以补偿上述元件的误差，使振荡频率更为准确。电路中二极管 D_7 和 D_8 用作限幅器，使振荡稳定。

2. 整形电路

整形电路由晶体管 T_{22}、T_{23} 组成，如图 5－28 所示。

由 16Hz 振荡器送来的正弦振荡电压，经耦合电容 C_{25} 送到 T_{22} 的基极，经晶体管 T_{22}、T_{23} 进行整形，变成频率为 16Hz 的一系列方波，其中一路方波作为触发信号去触发后级的双稳态电路；另一路再经晶体管 T_{33} 射极输出器作为测量电极接触电阻用的信号源。这里晶体管 T_{33} 所组成的射极输出器起缓冲隔离作用，防止测量电路对 16Hz 振荡器的影响。

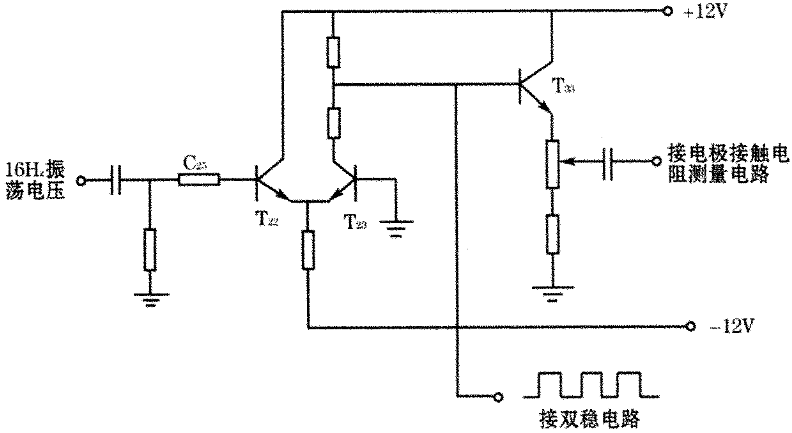


图 5-28 整形电路

3. **分频电路**

分频电路是由双稳态组成，共有四个双稳电路，即晶体管 $T_{24}-T_{25}$**、晶体管** $T_{26}-T_{27}$**，晶体管** $T_{28}-T_{29}$**、晶体管** $T_{30}-T_{31}$**。利用四组双稳态电路对** 16Hz **的方波信号进行分频，这样便可得到** 8Hz、4Hz、2Hz **和** 1Hz **的方波。其分频波形如图** 5-29 **所示。**

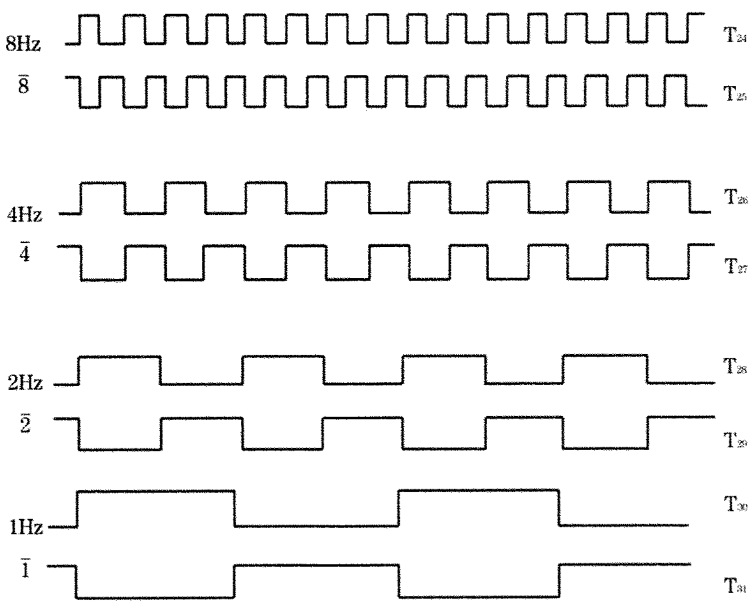


图 5-29　分频电路波形

4.“与”门电路

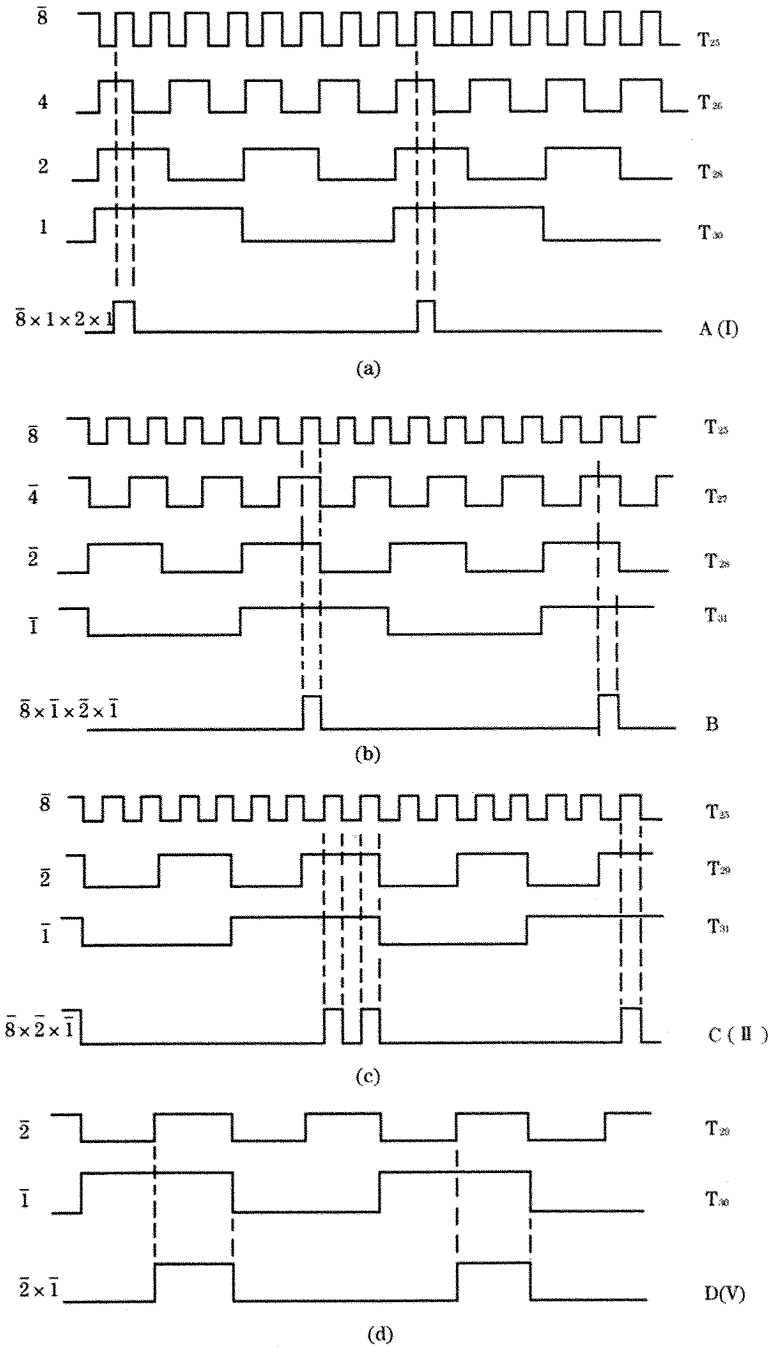


图 5－30　四组“与”门电路的波形

“与”门电路也由四组电路组成。第一组由二级管 D_{17}、D_{18}、D_{19}、D_{20} **和电阻**

R_{130}组成，它所产生的波形记作 A；第二组由二级管 D_{21}、D_{22}、D_{23}、D_{24}和电阻 R_{131}组成，它所产生的波形记作 B；第三组“与”门电路由二级管 D_{25}、D_{26}、D_{27}和电阻 R_{132}组成，它所产生的波形记作 D。以上四组“与”门电路的波形如图 5－30 所示。

5.“或”门电路

“或”门电路由四个二极管 D_{30}、D_{31}、D_{32}、D_{33}和电阻 R_{134}组成。如图 5－31 所示，共有四个输入端，分别“与”门电路产生的输出波形 A、B、C、D 相连接，其中 A 组波形与 D_{33}相连接、B 组与 D_{32}相连接、C 组与 D_{31}相连接、D 组与 D_{30}相连接。A、B、C、D 四组信号不是同时加到“或”门电路，而是受总导联开关 K_2 的四个刀来进行选择；当信号“A”经二极管 D_{34}接到总导联开关 K_2 的一个刀上，若这个刀接的是零电位，则信号 A 就不能加到“或”门；若这个刀接的是高电位（＋12V），则信号“A”就加到二级管 D_{33}上。

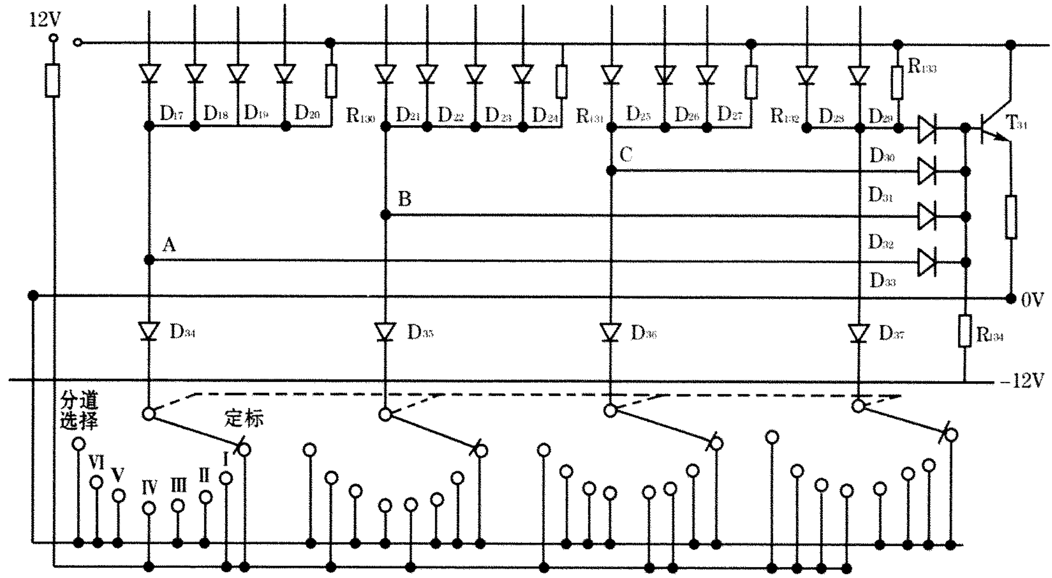


图 5－31 “或”门电路

按照同样的道理，经过总导联开关 K_2 的选择，可得到四种波形：B＋C、A＋D、B＋D 和 C＋D；另外还有原来的三种波形 A、C、D；二者合起来共有七个波形，分别与总导联开关选择相对应，即

波形 A 对应导联选择Ⅰ

波形 C 对应导联选择Ⅱ

波形 B＋C 对应导联选择Ⅲ

波形 A＋D 对应导联选择Ⅳ

波形 D 对应导联选择Ⅴ

波形 B + D 对应导联选择Ⅵ

C + D 对应导联分道选择

各导联选择时对应的波形，如图 5 – 32 所示。

6. 继电器动作电路

继电器动作电路，如图 5 – 33 所示，图中晶体管 T_{34} 组成射极输出器，它将前面“或”门电路传过来的信号加到晶体管 T_{33} 的基极，晶体管 T_{35} 和 T_{36} 是两个开关管，组成开关电路。当开关管 T_{36} 导通时，T_{36} 的集电极电流流过继电器（JRX – 11）的线圈，使之吸合并带动记录笔进行波形描记。

电路中电阻 R_{140} 和电容 C_{35} 可以用来减少继电器线圈两端所感应的反电势。

（四）电阻测量电路

电阻测量电路如图 5 – 34 所示，电路取 16Hz 振荡器作为测量电阻电路的交流信号源。采用 16Hz 振荡作为交流信号源，可以避免电流通过电极时所引起的极化现象。若采用直流电源，将会由于电极的极化而引入很大的测量误差。电阻测量电路的工作原理很简单，即根据欧姆定律，电阻越大，电流越小，所以用一个电流表就可以进行量测。

（五）定标电压电路

定标电压电路如图 5 – 35 所示。定标电压采用电阻分压原理， + 12V 为稳压电源。该电路在定标时，单端输入到放大器；在平衡位置时，电压为 50μV，作为共模电压输入到放大器。在实际线路中还有自动定标装置，它是利用晶体管 T_{32} 的开关作用来代替手动的板键，频率为每秒 4 次。

（六）稳压电源

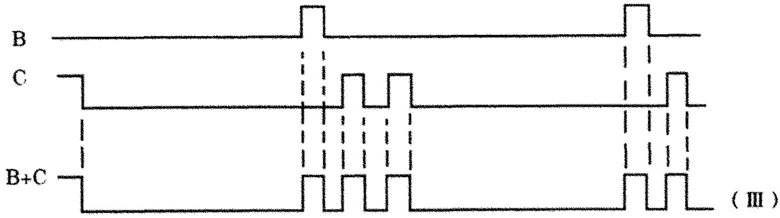
稳压电源一般采用电子线路中常见的稳压线路，共产生 ± 12V、 – 10V、 + 150V 和 + 20V 的稳定电压，分别供给放大器级、时标电路、前置放大器和电子管的灯丝电压。

二、脑电图机的一般调整和维修

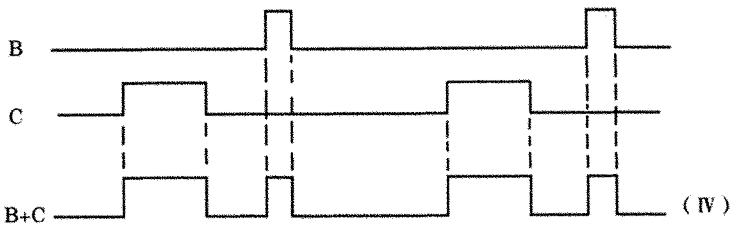
脑电图机的一般调整，主要是根据其技术指标的要求，对其最大灵敏度、噪声水平、时间常数、滤波能力、共模抑制比、最大偏转及线性、小信号响应、频率特性和电源稳定度进行调整。

（一）主要的技术指标

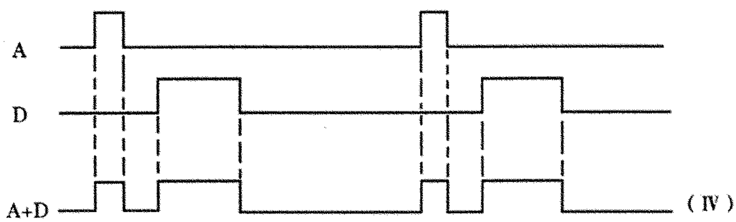
输入阻抗	5MΩ
输入电流	10^{-2}μA
最大灵敏感度	10mm/20



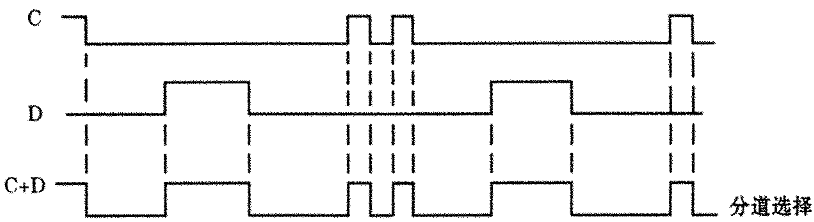
(a)波形 B+C（对应导联选择Ⅲ）



(b)波形 A+D(对应导联选择Ⅳ)



(c) 波形 B+D



(d) 波形 C+D

图 5－32　A、B、C、D **四组波形组合图**

噪声水平　　　　3μA

增益控制

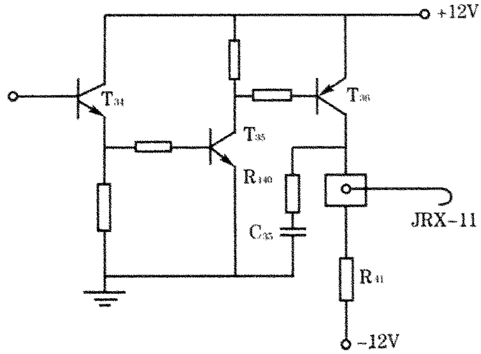


图 5－33　继电器动作电路原理图

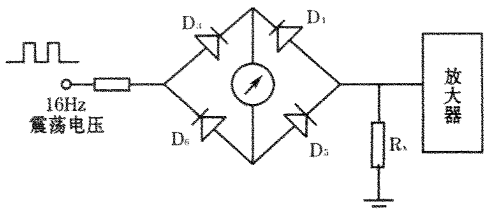


图 5－34　电阻测量电路

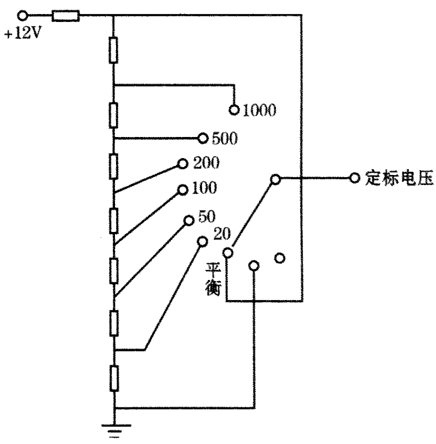


图 5－35　定标电压电路

分增益	1、2、3、4、5、6、7，**每档递增一倍。**
总增益	2、1、1/2、1/4 **四档**
时间常数	0.1、0.3、1 **秒**
滤波	15、30、60Hz **以及“关”四档**
共模抑制比	10000：1

定标电压　　　　20、50、100、200、500、10μV
频率响应　　　　1～60Hz
最大偏转幅度　　±10mm
小信号响应　　　0.5mm
导联选择
固定导联　　　　Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ、Ⅳ、Ⅴ、Ⅵ
分道导联　　　　（自由选择）1～23
走纸速度　　　　5、10、15、30、60mm/s
电源　　　　　　220±22V、50±1Hz

（二）指标检查和校正的一般方法

1. 最大灵敏度的检查　将所有增益控制器都开到最大，记录 20μV 定标电压的波形，观察灵敏度是否达到要求。

2. 噪声水平的检查　选择时间常数 0.3s，滤波 60Hz，走纸速度 30 或 60mm/s，滤波 60Hz，调节增益使记录笔的幅度为 10mm，记录波形，要求噪声的最大幅度小于 1.5mm。

3. 时间常数的检查　选择定标电压 100μV，走纸速度 60mm/s，滤波 60Hz，调节增益使记录笔的幅度为 10mm，使用手动定标记录波形。在按下定标板键后一定要经较长的时间以后才能放手（一般取被测定的时间常数的 3 倍）。然后在图形上测量从定标起始点到电压下降为 37%的距离，再根据走纸速度即可计算出时间，如图 5－36 所示，即得放大器的时间常数 $\tau=\frac{L}{V}$

式中：L 为距离
　　　V 为走纸速度。

4. 滤波的检查　一般根据目测进行判断。即根据定标电压的波形，同时在各道之间进行比较，判断滤波是否正常。

检查方法是选择时间常数为 0.3s，走纸 30mm/s，定标 10mm/100μV，先将滤波置于“关”，即可观察到正常阻尼的定标波形（即上升或下降的过冲量为 0.5mm 左右），如图 5－37 所示。然后依次将滤波改成 60、30、15 以后，波形的过冲应消失，并逐渐出现越来越大的圆角，此时说明滤波功能正常。

5. 共模抑制比的检查　先将灵敏度校正到 10mm/50μV 保持增益不变，把定标电压开关转到“平衡”位置，然后用手动或自动定标记录波形，各支笔的偏转幅度均应小于 1mm。

6. 最大偏转幅度及线性的检查　选取灵敏度为 10mm/50μV 或 5mm/100μV，采用自动定标记录波形，将基线作上下移动，并且使波形保持在允许的偏转范围内（±10mm），要求在各点描出的波形幅度一样，上下对称，即说明线路是工作在线性放大区，并且工作区间满足要求。

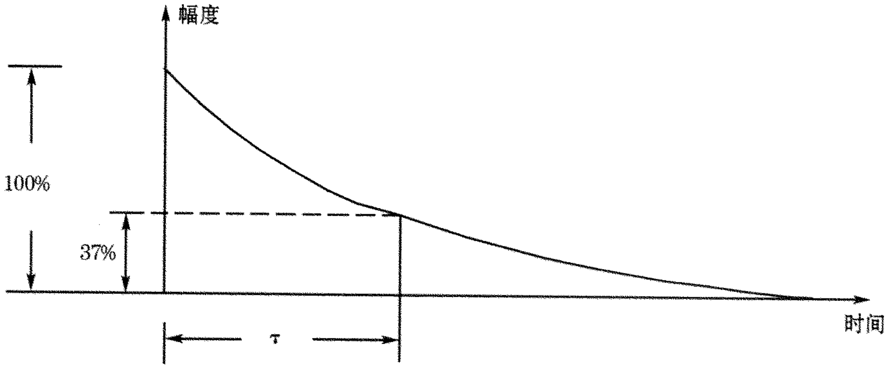


图 5－36　时间常数测定方法

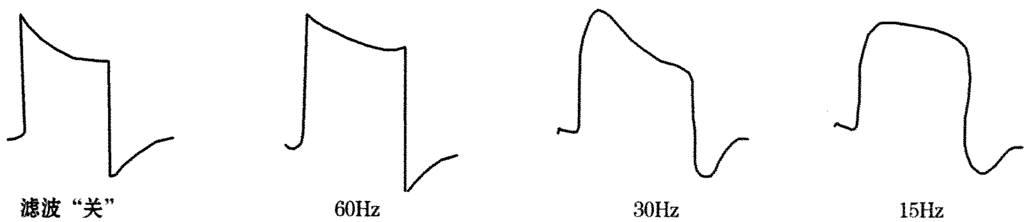


图 5－37　不同滤波下的定标波形

7. 信号响应的检查　先记录 10mm/100μV 的定标波形，再改变定标电压或增益，或二者同时改变，记录笔均应有 0.5mm 的偏转幅度。在这种情况下，再记录定标波形；若能出现可以辨认的波形即说明小信号响应良好。小信号响应的好坏，说明电路对干扰的抑制能力和滤波性能的优劣。在实际描记中具有重要的意义。

8. 频率响应和阻尼的检查　选取时间常数为 1s，滤波置于“关”。由低频信号发生器输入 10Hz 的正弦波，适当调节信号的大小与放大器的灵敏度，使输出幅度为 10mm，然后改变信号频率，分别取频率为 1、5、10、20、30、40、50、60Hz；并记录波形，要求各频率所对应的振幅误差 ≤ 1mm。再将输入信号除去，用 100μV 定标电压记录波形，其过冲量不得超过 ±0.5mm，才算符合正常的阻尼要求。

9. 电源稳定度的检查　一般使用调压器改变电源电压，使其变化 ±10%（200V ~240V）；若此时灵敏度选为 10mm/100μV，则要求基线移动小于 1mm，即认为符合要求，否则要对稳压电路进行检查。

以上介绍的是指标的一般检查方法，下面介绍一般的校正方法。

（1）零位校正

一般只需要将总增益置于“0”位，调节各道的“零位”旋钮，使基线保持在中间位置即可，这就是描笔描记波形的起始位置。

（2）电路输出平衡调整

若进行“零位”调整后，记录笔上下移动不对称，可调节电位器 W_3，记录笔即可作上下偏转对称移动。此时若用电压表测晶体管 T_{11} 的发射极的屯压应为 0V，表示电路工作正常（即后级电压放大器的射极输出器的输出电压为 0V）。

重新使基线回到中间，将总增益开关从“0”转到“2”，此时记录笔的移动应小于 3mm，否则应调节干扰抑制电路中的 W_2，使输出的直流电平为 0V。

（3）前级放大不平衡的调整

在作共模抑制比的检查时，若发现各支笔的偏转幅度均大于 1mm，则应调整电位器 W_1；若仍不能达到要求（即各支笔的偏转应小于 1mm），则应更换前级放大器的电子管或该级的工作点重新进行调整。

（4）记录笔几何位置的调整

记录笔的位置要求其上下、前后、左右均应处于正确位置，即笔身要水平，前后要对齐，彼此间要等距，描笔架的位置要恰当，保证描笔有足够的偏转范围。

记录笔所承受的压力要恰当。即应根据小信号响应的检查方法，适当地调整弹簧片的压力，使记录笔与纸面间保持最佳接触。同时再对阻尼电位器 w_5 作适当调节，即可得到在最佳阻尼下，同时具有最佳的小信号响应的描笔位置。

三、脑电图机常见故障分析

（一）记录笔不动

引起这种故障的原因可能是：①后级放大器失去 ±12V 的电源电压，或记录器线圈断路，或记录器内被脏物阻滞，以致旋转“零位”旋钮时，记录笔完全不动；②若描笔移位正常，但没有定标波形。其原因可能是前级电压 +150V、－10V、+20V 没有加或前级电子管、晶体管损坏，或前后级之间开路；③若描笔定标正常，只有某些道的脑电波不能进行描记，其原因可能是由于导联部分短路造成的，或该道的小信号响应不好，或机器工作正常，但患者脑电波幅度太小，以致无法观察。

（二）记录笔偏转不平衡

造成这种故障的原因，一般有：①若电源接通后，描笔全部上移，其原因可能是后级电源 ±12V 没有加上；或后级晶体管或元件损坏均可造成描笔单边偏转；②若描笔上下偏转仅仅表现为轻度的不对称，造成这种故障现象的原因多为描笔的机械几何位置不当，少数是由电路元件损坏或变质，使电路输出失去平衡，造成描笔上下偏转不对称。

（三）描笔抖动

描笔抖动时其不规则波形的幅度均在几十微伏以上，造成这种故障现象的原因可能有：①前级放大器的晶体管特性不良，尤其是温度特性不佳，或电路接触不良，或有虚焊点；②稳压电源内部元件损坏或变质，如稳压二极管、三极管等，使

其对外不能输出纹波系数很低的稳定电压，也会造成描笔抖动。

（四）道与道之间产生干扰

引起这种故障的原因一般有二个：①发生在导联选择部位，例如电极之间出现短路等；②发生在总增益开关，或干扰抑制开关上，由于各道的信号都要经同一开关进行控制，彼此间也容易产生干扰。

（五）记录纸不走

造成这种故障的原因有：①走纸开关接触不良；②走纸电机发生故障；③走纸轴与压轮之间压力太小，不能产生足够的磨擦力带动记录纸移动；④记录纸被错位阻滞无法移动。实际上造成这种故障的原因多来自机械部分，电气方面的原因较少。

（六）走纸速度不准

这种故障多发生在：①压纸轴的摩擦力太小，有打滑现象，或送纸部分所受阻力太大。②电动机转速不稳，受电网电压频率变化影响太大，也会造成走纸速度不准的故障；③走纸速度准确，但时标不准，而被误认为走纸速度不准，此时应排除时标故障。

（七）交流干扰

引起交流干扰的原因较多，也是实际工作中经常遇到的技术问题。造成交流干扰的原因可能是：①稳压电源故障所致，例如滤波电容失效或稳压电路工作不正常，输出纹波增大，将会对前级产生较为严重的交流干扰，表现的干扰频率多为100Hz；若是半波整流，干扰频率为 50Hz；交流干扰会同时出现在各道产生上，并且幅度大小相近。若交流干扰来源于后级电源，若将前级断开时，交流干扰明显产生，并且交流干扰在基线移动到二侧时表现的尤为严重。在定标波形调节时，也会出现交流干扰，因为定标电路采用的 +12V 稳压电源，所以一旦稳压电源出现故障，交流干扰就会在多处出现；②地线未接好；③输入端开路，例如电极断线，插头插座接触不良，导联线断裂，导联开关接触不良等均会引入非常大的干扰；④输入端单边短路，即连接电极线的插头不规格，也容易产生对地短路；⑤放大器的共模抑制能力下降；⑥皮肤与电极的接触电阻太大。正常情况下应小于 50kΩ。⑦周围环境产生的电磁干扰，例如大功率变压器、电动机、大型 X 线机等，均能引起较强的交流干扰。

（八）噪声太大

正常情况下允许的最大噪声幅度为 2～3μV。若电路中所采用的电子管其噪声超过正常值，例如噪声达到 3～5μV 时，就必须更换性能好噪声小的电子管，以降低噪声的影响。

（九）基础线不稳，有漂移现象

造成这种故障的原因可能是：①前级电子管或后级晶体管性能不稳定；②稳压

电源性能不佳，不能提供稳定的纹波小的电压；③测量电极安放的位置不当，或患者出汗均能引起基线漂移现象。

四、脑电图的伪差

脑电图中的伪差是指从记录器中描记出来的脑电活动以外的干扰电波，为此描记时应尽量避免，分析波形时要懂得识别，以免产生错误的判断。通常伪差来源有四种：

（一）电磁波辐射及静电感应　首先是来自没有屏蔽设备的仪器。如附近的透热电疗机、X线机，以及没有屏蔽设备的电线、电灯或电器用具，都会引起电磁辐射。再如电极导线的移动，工作人员在病者附近走动，都会通过静电感应由电极输入到脑电图机，从而出现伪差。特别是脑电图机的地线接触不良时更易出现。这种伪差在脑电图上常见的是50Hz等幅正弦波，或基线不稳尤其是把纸速加快到6cm/s时比较容易识别，如果在单个导程中出现时，通常是由于该导程的电极皮肤电阻过高造成的。此外，附近的仪器，如声光刺激器的开与关的瞬间，可在脑电图中产生单个的棘波。

（二）电源　电源电压不稳可以出现不规则慢活动或基线不稳。

（三）机器的故障　机器本身的任何故障都可产生伪差，例如电子管或晶体性能变坏、电阻电容变质、电路断线短路、机器绝缘不良、地线松脱、描记器失灵等均可引起伪差，从定标中的异常表现可以清楚地作出判断。一般定标是用1.5V干电池经过电阻分压，可产生各种作为校对用的标准电压，用来测定脑电活动电压的标准，一般常以50μV对应0.5cm作为标准。

（四）电极电极放置太松与头皮接触不稳，或在头皮上移动，电极导线有断裂或摆动，以及电极的氯化不良都可以产生棘波、尖波或巨大方形波。

电极氯化是指银电极放入5%氯化钠溶液中，通过电解，在银电极的表面上生成一层均匀的黑色氯化银。如氯化银层开始褪色（颜色变浅）时，必须重新再作氯化处理，否则，会引起伪差。

（五）人体

（1）肌电　肌电伪差发生于接近电极的肌肉收缩，如额肌收缩影响额区电极，颞肌影响颞区电极，斜方肌影响枕区电极。常见的肌电是头部肌肉紧张、咬牙、吞咽和面肌痉挛等在脑电图上产生的单个的或一连串的棘波。

（2）心电　大多数来自无关电极（耳极）或皮肤电阻过高的电极传人。由于它与心电出现一致，故可用一支笔记录心电图，即可清楚地判断心电的影响。

（3）血管波　如电极刚好放在头部动脉上，由于后者的微小波动而产生与脉搏一致的慢活动，如同时用一支笔记录心电图，即可明确判断血管波的影响。

（4）眼球运动　眼球角膜与视网膜之间的电位差是一种直流电（角膜是阳极、

视网膜是阴极）。当病者出现眨眼或眼睑震颤时，角膜与视网膜之间的直流电变为交流电，可记录出慢活动。当眨眼或眼睑震颤时，可在额区出现与眨眼或震颤频率一致的慢活动。

（5）出汗　头部出汗可以降低皮肤电阻，使电极间形成短路，出现 1Hz 以下的慢活动，表现为基线不稳。

（6）头部活动　头部有节律或无节律的活动，可以产生节律性或不规则的慢活动。

第七节　生物电极

生物电化学的研究指出，当金属接触导电液时，在金属—溶液交界处产生电位差，一般称之为电极电位。电极电位的大小与金属和溶液的性质及温度有关。在电极电位形成的过程中，金属向溶液溶解以及电极周围液体中金属离子向电极表面的沉积，当达到动态平衡时，即在电极与溶液的界面上出现了双电层，如图 5－38 所示。

双电层的出现是电极电位形成的物理基础。电生理的研究已经证明，由不同金属制成一对电极的电位差比用同一金属制成的电极的电位差幅度要大得多，例如，一对铜金电极的电位差为 1.4V（25℃生理溶液中）。钢金电极为 2.1V。而用同一金属制成的电极，其电位差一般只有 1～2mV。所以生物电极的制备均以优质纯金属制成。

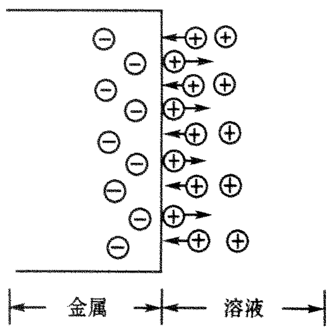


图 5－38　电极与溶液间出现双电层

一、电极的种类

目前所使用的电极，从理论上可分为完全极化的电极和完全非极化的电极。

完全极化电极是指在形成电流的过程中，由于在金属与溶液的界面上出现双电

层，此双电层可看成一个具有一定电容和时间常数（取决于双电层面积的大小）的电容器。因而，在界面上所形成的电流是位移电流。对于完全非极化电极的电流是完全由电荷或电子的流动形成的。

实际上无法制造出理论上的完全极化与完全非极化电极。一般用贵金属制成的电极比较接近完全极化电极，这种电极具有较大的双层电容。在实际应用中，接近于完全非极化的电极有 Ag－AgCl 电极和甘汞电极，如图 5－39 所示。

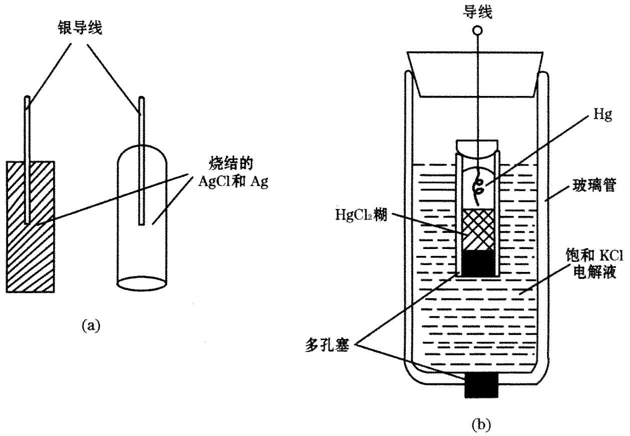


图 5－39　完全非极化电极

（a）烧结的 Ag－AgCl 口电极　（b）甘汞电极

（一）银－氯化银电极通常采用两种方法制作。一是电解法，使银电极表面生长出一层氯化银薄膜；另一种是烧结法，即一根银导线周围包着一个烧结的 Ag－AgCl 圆层柱体。如图 5－39（a）所示。烧结法所制成的银－氯化银电级具有寿命长、重复性好、噪声低等优点。而用电解法获取银－氯化银电极，其方法简单，易于制作，所以在临床上经常应用。

（二）甘汞电极　其结构如图 5－39（b）所示。甘汞电极主要用作电化学测量和 pH 值测量时的参考电极，其特性非常近似于完全非极化电极。

二、电极的等效电路

电极的等效电路可以用图 5－40 表示出来。其中 Ehc 为半电池电势，它是由于金属与溶液的界面处形成的双导电荷，对外相当于一个小电池，故一般称为半电池电势。双层电荷所形成的电容用 C_d 表示，而 R_d 表示双层电荷间的漏电阻，一般可以认为 R_d 的大小表示电极非极化的程度，C_d 的大小表示电极极化的程度。电路中 Rs 代表电解质电阻与电极导线电阻之和。等效电路中各元件的数值，取决于电极材料、电解液的成分、温度和浓度的大小。

由电极的等效电路可以看出，其阻抗是频率的函数，在高频时，$\frac{1}{\omega C_d} \leqslant R_d$，其阻抗恒等于电阻 B_s；在低频时，$\frac{1}{\omega C_d} \geqslant R_d$ 其阻抗恒等于 Rd + Ps；当频率处于高频与低频之间时，电极阻抗的大小与频率有关。

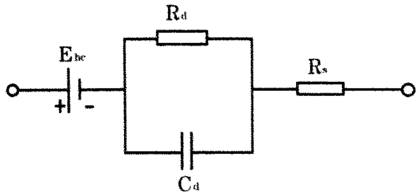


图 5－40　生物电极与电解质相接触时的等效电路

三、电极与皮肤接触时电极等效电路

前面介绍了电极与电解质之间界面上所发生的电过程。下面介绍当从皮肤表面记录生物电位时，应考虑电极、电解液和皮肤三者之间的各个界面上的电性质。

临床上把一个电极放置在皮肤表面上，在皮肤表面上多涂以主要含有氯离子（Cl^-）的导电糊，使其保持良好的接触。当考虑到导电糊以后，皮肤上的体表电极的等效电路可以用图 5－41 来表示。等效电路的下边有相对应的电极、导电糊和皮肤的空间位置。在皮肤这一层中又可分为三层，即表皮、真皮和皮下层组织。其中表皮起主要作用，它有角化层，经常处于更新过程，表皮上经常有死亡的物质，它的电性能与活组织完全不同。表皮下就是真皮和皮下层，它是皮肤的深层组织，包含有血管、神经、汗腺、导管等。除了汗腺之外，这些层次与体内其他组织相似，不影响皮肤的电特性。

等效电路中 E_{he}、C_d、R_d、对应于电极与导电糊的界面上的电参数。R_s 代表电极与皮肤之间的导电糊的有效电阻，在表皮上的角化层为一半透膜，其二边离子浓度不同所形成的电势，用 Esc 表示。Esc 的大小可根据 Nernst 公式计算。B_e、C_e 为表皮层的等效阻抗元件，而 R_u 为表皮以下的真皮和皮下层组织的电阻。

等效电路的虚线部分，代表汗腺及汗管的电特性，因为汗腺的分泌物中含有 Na^+、K^+、及 Cl^- 离子，因此在汗腺管与真皮及皮下层之间也存在着电势差。故其等效电路中用一并联的 R_p、C_p 与电势差 E_p 相串联的组合电路来表示。

由上述等效电路可以得出下面几点结论：

（1）若设法去掉电极下面的角化层，或去掉一部分，就可减少角化层的影响，如用浸丙酮的纱布用力擦试，或用砂纸摩擦角化层，均能使 Esc、Ce、Re 被短路，这样就可以提高或改善信号的稳定性。

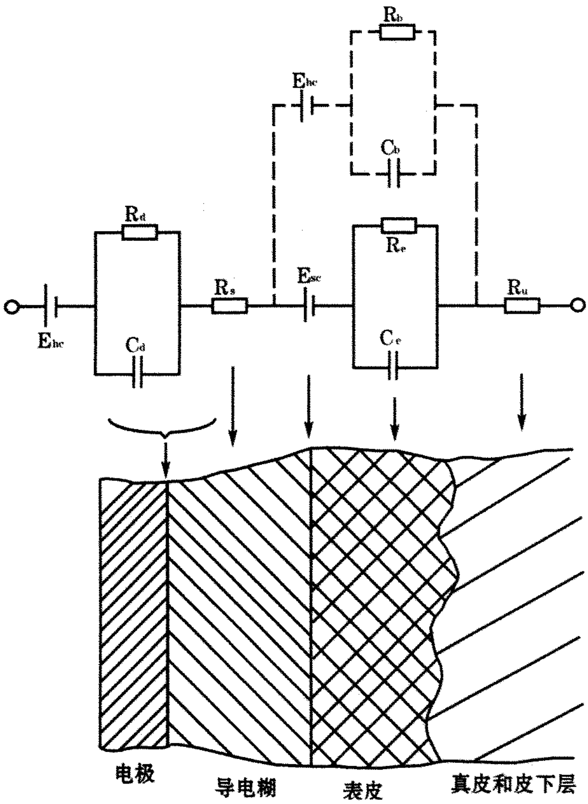


图 5－41　体表电极置于皮肤上的等效电路

（2）由于电极与导电糊相接处出现双电层。若电极与电解质发生相对位置移动，则在交界处的电荷分布将受到扰乱，并引起暂时的半电池电势的变化，这样就对生物电的测量带来干扰，直到重新建立起新的平衡才能消除这一影响。

（3）若把一对电极放在电解液中，其中一个电极固定，一个移动，则在移动过程中二电极之间将出现电势差，此电势差一般称为移动伪差，这是在测量生物电过程中出现干扰的一个重要原因。因此要求非极化电极应该具有小的移动伪差。

（4）电极发生移动，不仅引起电极与导电糊之间的电荷分布受到机械干扰，同时也引起角质层两侧离子浓度不同所引起的电势 Esc 的改变，Esc 的改变也要引起移动伪差。实验已经证明，若用细砂纸磨去角化层，可以有效地减少这个伪差，这里应该注意的是，一般角化层能在 24 小时内再生，因而在作长时间记录时，应注意这一影响。

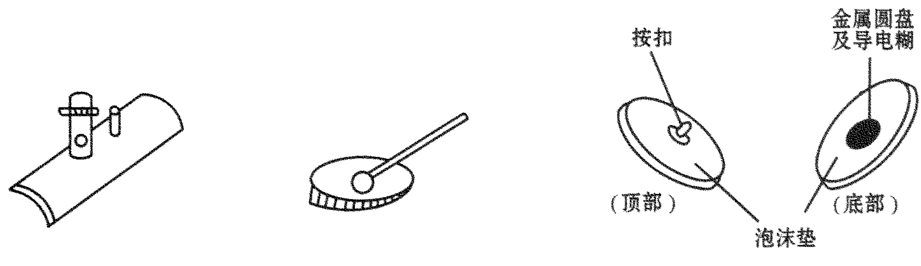
四、生物电极的形式

生物电极从形式上划分，有如下几种：体表电极、体内电极和微电极。体表电极又包括金属板电极、吸附电极、悬浮电极、软性电极和干性电极。

（一）体表电极种类多，形式多样

1. 金属板电极

其基本结构是一个通过导电糊与皮肤保持紧密接触的金属导体。如图 5－42 所示。



(a) (b) (c)

图 5－42 体表金属电极

其中一个是心电图机上常用的一种肢体电极，如图 5－42（a）所示。它是一块呈瓦形的扁平金属板，在外表面有一引出接线柱，用以与心电图机相连接，上面还有一个固定端子，用以连结皮带，以便把电极固定在臂上或腿上的适当位置。

另一种为金属圆盘电极，如图 5－42（b）所示。电极的背面焊接一根导线，在导线与电极之间的连接点上有一保护层（环氧树脂或聚氯乙烯），这种金属圆盘电极多用在记录 ECG 的胸导联，也用在心脏监视器上，进行长时间的心电记录。还有一种是随动式的泡沫垫电极，其结构如图 5－42（c）所示。主要用在心电监视仪上。上述三种金属板电极也用于记录 EMG 或 EEG，只是电极直径较小一些。

2. 吸附电极

如图 5－43 所示。

它是一种不需要紧带或粘剂固定的金属电极，常用在记录心电图的胸导。这种电极由一个空心圆柱形金属制成，其底边与皮肤接触，金属空心圆柱体上有一接线柱，圆柱体的正上方装有橡皮吸球。使用时，由于吸吮及接触而对皮肤的压力均能引起较严重的刺激，故只能作短时间测量。这种电极的实际接触面积相当小，因此其电极阻抗比面积较大的金属肢体电极的阻抗大得多，所以吸附电极应选用输入阻抗较高的放大器；否则，若使用输入阻抗低的放大器，则吸附电极对心电图会产生较大的干扰。使记录的波形出现严重的失真。

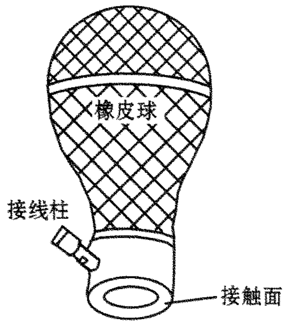


图 5－43　金属吸附电极

3. **悬浮式体表电极**

悬浮式体表电极，由于在结构上尽量保持接界处的机械稳定，因而可降低电极与电介质交界处所形成的双层电荷分布而受到电极机械移动所带来的机械干扰的影响，使移动伪差下降。常用的悬浮式体表电极多用礼帽结构式的槽内电极，如图 5－44 所示。它把金属圆盘放人槽内，在结构上不与皮肤直接接触。在槽中填满导电糊。这样一来，槽与金属圆盘不会发生相对运动，因此不会引起双电层的分布受到机械干扰。应用时，把槽内填满导电糊，再用一双面有粘性的胶布圈把电极固定在皮肤上。通常金属圆盘用银做成，上面再镀一层 AgCl。或者采用烧结的 Ag－AgCl 来代替金属圆盘。实践证明，这样的电极工作非常稳定，可以多次重复使用。

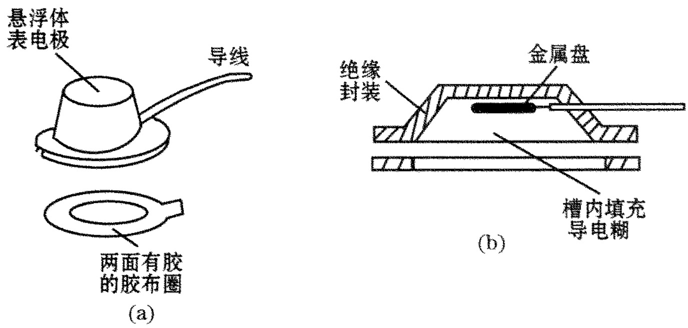


图 5－44　悬浮式体表电极

4. **软性电极**

上面所介绍的几种电极都不能弯曲，很难适应人体曲率的变化。在测量时，由于电极的机械移动。不可避免地将产生移动伪差。而软性电极是一种用银丝编织成的金属网，金属网上有一根导线引出，并贴在一块有粘性的绷带上。把导电糊涂在金属网上，使用时就像使用胶布一样方便，它完全可以适应人体曲率的要求，从而降低了移动伪差，如图 5－45（a）所示。另一种软性电极是填充炭的硅橡胶，制成条形或圆盘形，作为电极元件，然后接上导线就构成了一种软性电极，如图 5－45

(b) 所示。软性电极多用于早产婴儿的监视。普通电极形状太大，不适用于婴儿，故多采用软性电极进行心电和呼吸的监视。

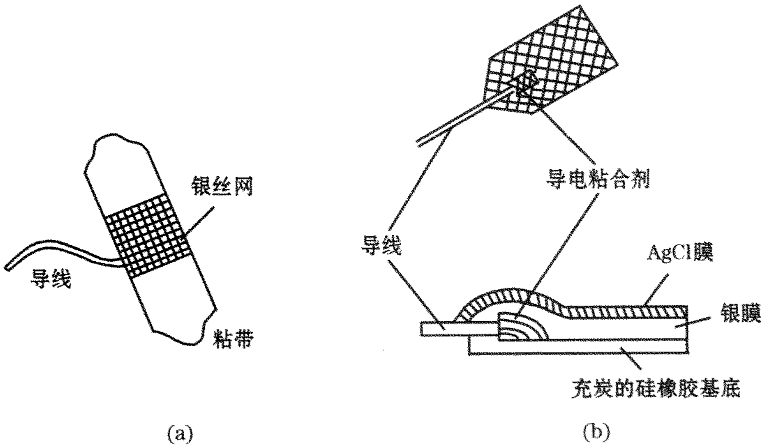


图 5－45　软性体表电极

5. 干电极

上面所介绍几种电极都需要导电糊，故习惯上也统称为湿电极，而干电极即不用导电糊作中间层，而直接把电极放在皮肤上。干电极上装有一个输入阻抗很高的放大器（一般输入阻抗要在 1GΩ 以上），如图 5－46 所示。这是一个曲型的干电极结构，其电极本身是一个直径为 7mm 的不锈钢圆盘，在圆盘的背面安装一个集成电路的阻抗变换放大器（即场效应管源极输出器），阻抗变换放大器的输入端与圆盘相连接。由电极所检出来的生物电信号，经阻抗变换放大器之后，再送到电压放大器进行放大。不锈钢圆盘和背面上的阻抗变换器采用环氧树脂固定封装，整个干电极为一半球形器件。干电极省去了导电糊，使用方便是其很大的优点。但是也存在缺点，例如，当电极与皮肤接触不良，或电极与皮肤之间有一层油脂，则电极与皮肤之间的电容量将要减小，使电极的低频响应受到抑制，使放大的生物电信号出现误差，再则，由于干电极的输入阻抗太高，所以在其输入端很易受到外来干扰，使伪差增大，工作不稳定，但是干电极是目前固态电子技术发展的产物，其性能将会随着电子技术的发展迅速得到提高。

（二）体内电极

体内电极主要用于放在体内检测生物电。体内电极一般有两种形式：经皮电极和完全的体内电极（埋藏式电极）。

1. 经皮电极　图 5－47 给出了典型的经皮针电极。常用的针电极是用尖头的不锈钢针制成，针杆涂一层绝缘漆，针尾接一根导线。这种电极可用于测量肌电，或用于手术时连续监视心电的电极，这种电极在手术进行中始终留在肢体内，也不需要导电糊，使用时比较方便。另一种经皮电级，如图 5－48 所示。主要用于监视胎

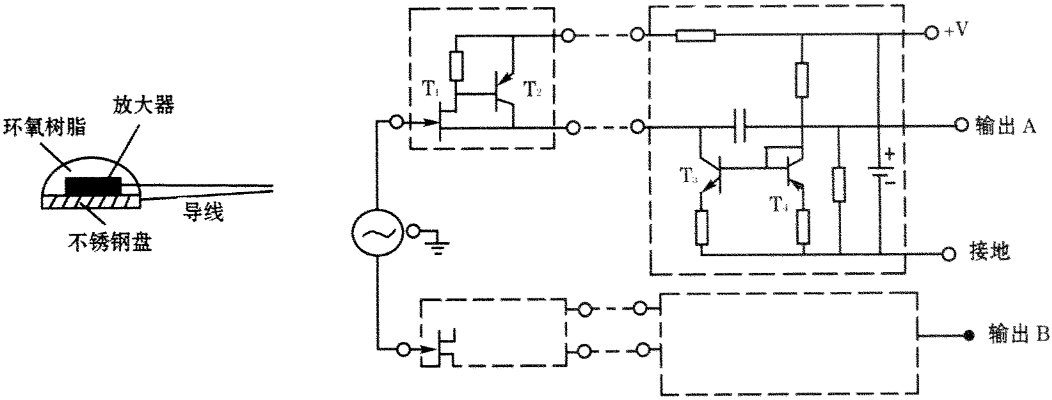


图 5－46 干电极

儿心跳。电极位于吸杯的中心，吸杯背面是参考电极。使用时，吸杯吸附胎儿皮肤，电极尖端即可插入皮层，进行心电监视。

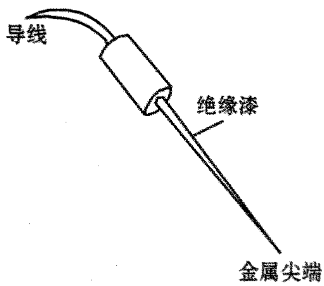


图 5－47　体内电极

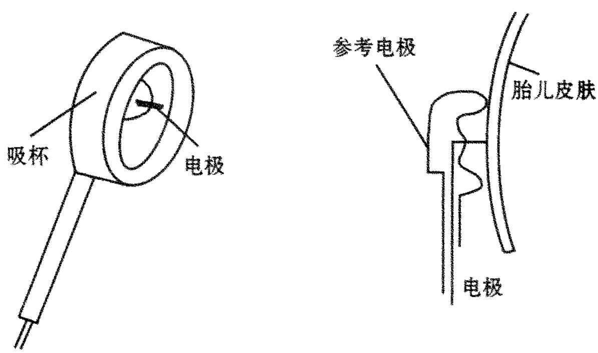


图 5－48　监视胎儿心跳的经皮电极

2. **体内埋藏式电极**　如图 5－49 所示。体内埋藏式电极种类很多，但原理相同，这里仅给出了几个用于无线电遥测体内生物电信号的埋藏式电极，而各种起搏

器所用的电极均是体内埋藏式电极，前面已经讲述。

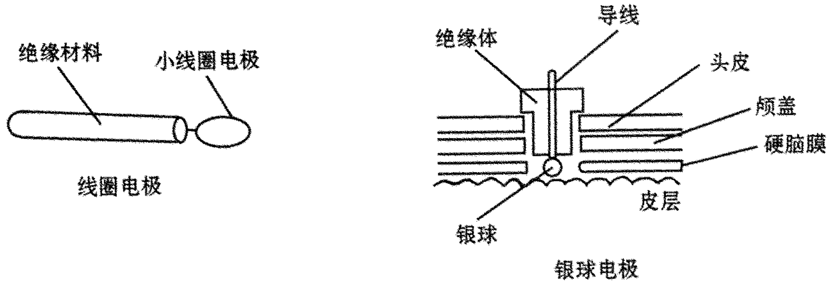


图 5 – 49　埋藏式电极

（三）微电极

微电极是一种细小、坚硬、能保持机械稳定的微小电极。其尖端直径为 0.05 ~ 10/μm，一般用于测量细胞内外的电位差，研究细胞的兴奋性。

微电极种类很多，常见的有：金属微电极、支承式金属微电极、微吸管电极和刺激电极，现分述如下。

1. **金属微电极**　如图 5 – 50 所示。它是一根很硬的金属细针，细针表面上经过适当的绝缘处理。一般采用电解腐蚀的方法，使细针端部出现极细的尖端。再把腐蚀过的针头接在一根金属手柄上，金属手柄即成为微电极的机械支杆和导线连接物。除端部顶点外均涂清漆薄膜进行绝缘处理，即构成一个记录细胞膜电位的金属微电极。

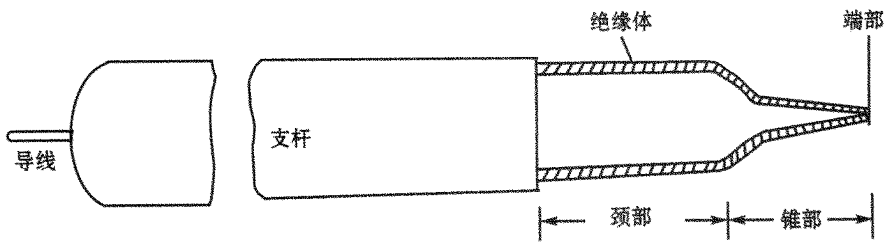


图 5 – 50　金属微电极

2. **支承式金属微电极**　支承式金属微电极是采用两种材料制成。其中，一种材料作支架和绝缘物；另一种材料作电极，如图 5 – 51（a）所示。制作时，首先把和玻璃管熔点相近的金属注入玻璃管内，再把管子加热到软化点并拉成很细的管形，直至拉断为止，即得到二根填有金属的微吸管。金属表面的玻璃用作支承物并起到绝缘作用。金属的有效尖端仅为微吸管折断处横截面上露出的金属部分。这种微电极的金属部分，一般采用铂银合金、伍德合金和铟等金属。

图 5 – 51（b）也给出了一种新颖的支承式金属微电极。它的结构也很简单，即

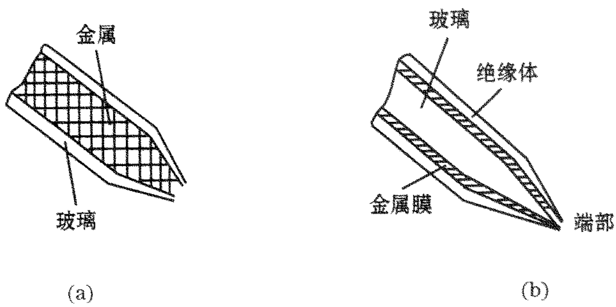


图 5－51　支承式金属微电极

把一根玻璃棒或玻璃管拉伸成微吸管，在管的表面利用真空沉淀技术沉积一层 0.1μm 厚的金属膜，然后在膜上涂上绝缘材料，仅在尖端处露出一点金属作为电极。这种支承式金属微电极机械稳定性好，尖端可以做得更小，因而在细胞生理学中得到应用。

3. **微吸管电极**　微吸管电极一般用玻璃毛细管制成，取一根毛细管，在其中部用喷灯加热到软化点，并迅速拉伸至断裂为止，即得到两个直径 1μm 左右的玻璃管，经外形加工处理后，再注入电解液，然后用一个带有电极丝的金属帽进行密封，如图 5－52 所示，即得到一个微吸管的电极。其中电极丝多采用镀有一层 AgCl 的银线，或采用铂丝。也有采用不锈钢丝的。在性能上以银线为好，不锈钢次之。

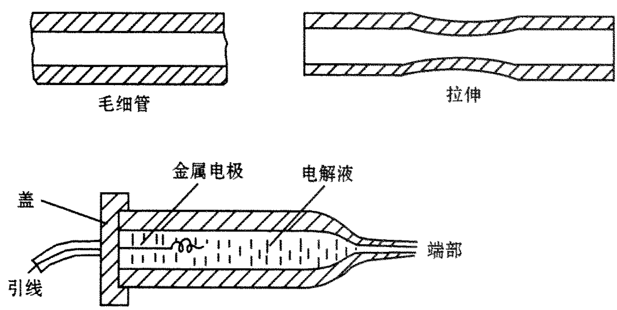


图 5－52　灌有电解液的玻璃微吸管电极

第六章　医用 CT 机

第一节　CT 的基本工作原理

CT 扫描机是一种完全新型的图像诊断设备。它是使用仪器调整出细小的 X 线，以笔形线束或扇形线束射入人体，再用电子探测器检测出通过的 X 光量。如图 6 – 1 所示。

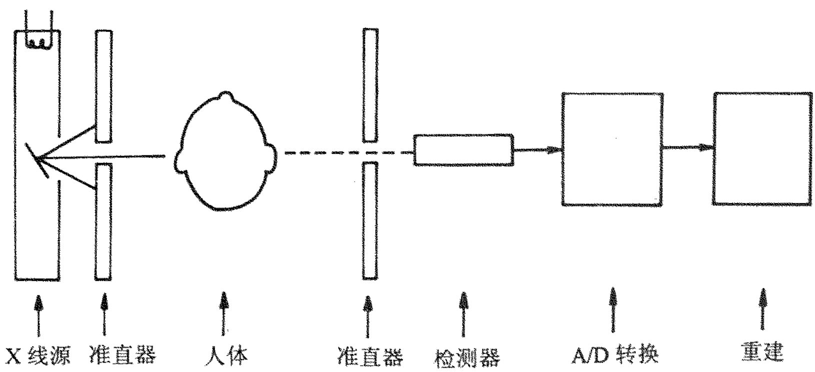


图 6 – 1　CT 摄影构造示意图

由 X 射线管发射出来的 X 光经过准直器（Collimator）调准、集中、缩小后射入人体，通过人体的 X 光又经过另一个准直器的调准、集中后才射入探测器。由于 X 光在射入人体和探测器前都经过准直器的调整，故使散射线的发生几率很小。

当 X 线通过人体时，其强度依受检层面组织、器官和病变等的密度（原子序数）的不同，而产生相应的吸收衰减，此过程即 X 线通过人体时其能量的吸收减弱过程。探测器收集上述衰减后的 X 线信号（X 线光子）时，借闪烁晶体（或氙气电离室）、光导管和光电倍增管的作用，将看不见的 X 线光子转变为可见光线（闪烁晶体的作用），再将光线集中（光导管的作用），然后由光电倍增管将光线转变为电信号并加以放大。借助模拟/数字（A/D）转换器将输入的电信号转变为相应的数字信号后，由计算机处理重建一幅横向断层的图像。这是一幅由各像素的吸收系数排

列成的图像，所以完全可以排除上下重叠影像的影响，使图像的细微结构显示清楚。CT 扫描所得横断面图像的示意图如图 6－2 所示。

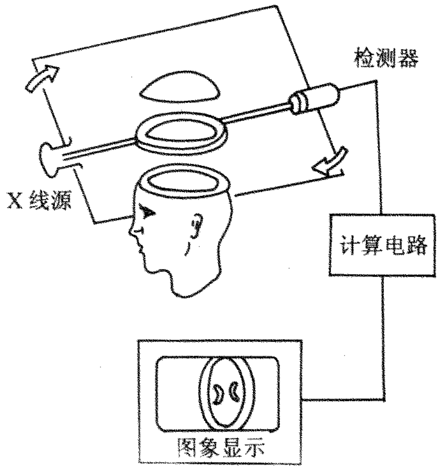


图 6－2　CT 扫描所得横断面图象示意图

对于第一、二代 CT 机而言，X 射线管与探测器以相对位置安装在同一扫描机架上，同步地对人体进行扫描，在一次直线扫描结束后，机架旋转一个角度 θ，再进行下次扫描，于是获得多组数据，如图 6－3 所示。

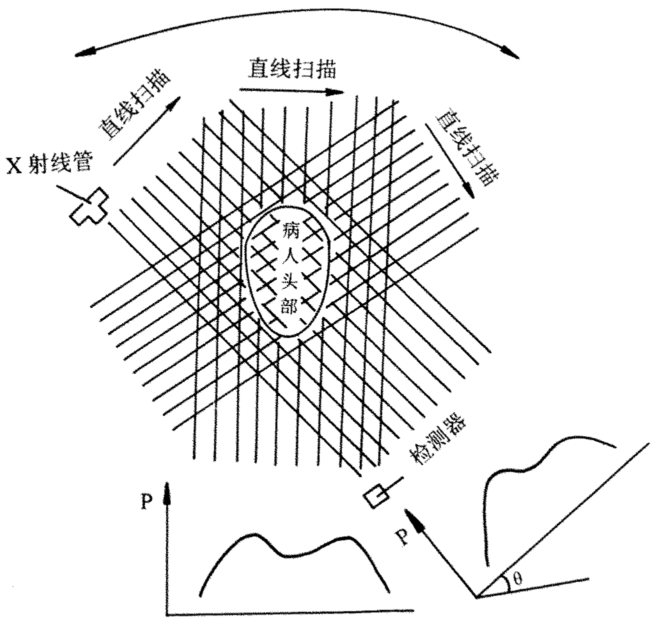


图 6－3　直线扫描示意图。

第一代 CT 扫描机一般取 $\theta = 1°$，一个断层图象扫 180°，如一次直线扫描为 256 数据，则一个断层的总信息量为 $256 \times 180 = 46080$ 个投影值，通常一个横断面所需的时间为 4min。这些投影值即称作原始数据。这些原始数据经电子线路放大，A/D 转换，存入磁盘，由计算机进行运算处理。对于矩阵为 160^2 的一幅完整的扫描图像，可建立 46080 个方程，求解 $160 \times 160 = 25600$ 个未知数，即 μ 值，矩阵中的每个像素的吸收值均可求解出来。而全身 CT 机，采用扇形 X 线束，多个探测器及旋转采样，不仅提高了扫描速度，而且也使图像分辨力大幅度提高。

在早期的 CT 机中，病人头颅的上半部置于内部装满水的橡皮袋中，皮袋紧贴头部，使病人头部周围均用水包围着，如图 6－4（1）。皮袋的四边是相互垂直的，可以说头部周围的空气完全由水来取代。水的吸收值与脑组织的吸收值相近似，所以在扫描时，透过水袋后的检测值的误差远比头部在空气包围情况下检测值的误差要小得多，因而大大提高了检测的准确度。现在 CT 机上已不用水袋，而用楔形有机玻璃块来替代，也能获得同样的效果，如图 6－4（2）所示。

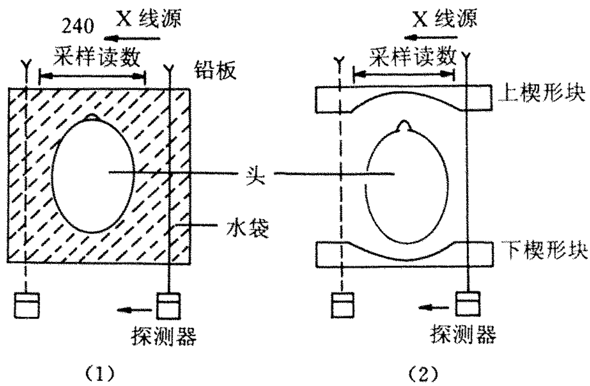


图 6－4　CT 机中的水袋和楔形有机玻璃

如前所述，X 射线穿过人体某一部位时，不同密度的组织对 X 射线的吸收量是不同的，密度越高吸收 X 线越多，探测器接收到的信号就越弱，反之，组织密度越低，吸收 X 线量越少，探测器接受到的信号便越强。根据物理学中光的吸收定律，X 线穿过人体某一部位时的吸收按指数规律的衰减公式为：

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

式中 I_0——入射 X 线强度

I——通过物体吸收后的 X 线强度

d——物体的厚度

μ——物体的线衰减系数

将上式中 μ 移到等号左边，并取对数，得

$$\ln \frac{I}{I_0} = -\mu d \text{ 或 } \mu = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I}$$

根据上式，代入已知的 d 和 I_0，便可求出 I 值。由上式可求得 μ 为 X 线所贯穿各组织元素总的吸收系数。由于实际上沿 X 线通过的路途中被检体的密度等是不同的，一般将被检体分解成许多（n 个）小的单元（立方体），并且假设每个立方体的衰减系数是均匀的，分别为 μ_1、μ_2、μ_3……μ_n 那么，则可以得到：

$$I_b = I_0 e^{(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 \cdots\cdots + \mu_n) d}$$

$$或\ \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 \cdots\cdots + \mu_n = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I}$$

该方程即为 CT 重建图像的基本方程。如果已知式中的 I_0、I 和 d，即可求出沿 X 线路径上的吸收系数之和 $\mu = (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 \cdots\cdots + \mu_n)$。因为重建一幅 CT 图像，必须求解每个小立方体的吸收系数 μ_1、μ_2、$\mu_3 \cdots\cdots + \mu_n$。由于几个未知的 μ 不可能从一个方程中解出，故必须从不同的方向进行扫描，收集足够多的采样数据，建立足够多的方程，从而求出吸收系数 μ。这些复杂的运算工作是靠高速电子计算机来完成的。

另外，在 CT 扫描采集信息过程中，只有获得准确的数据，才能进行正确的计算。因此，对采集到的数据必须进行修正。首先是修正零点飘移即空气减除，在数据采样过程中，由于探测器漂移，X 线的变化及其它因素的影响，从而引起探测器读得的空气的 CT 值不是 -1 000 而造成的失真，在重建图像前应进行校正。如当一次平移扫描结束旋转时，X 射线束被铅板挡住，不能透过。此时探测器上接收到的信号应为零。下一次采样应从零（或同一电平）开始。可是，由于各探测器参数并不完全一致，并且各探测器余辉时间也不相同，所以扫描下一次时，各通道的输出就不相同。有的通道会是零，有的会是负，有的会是正。我们把这种现象称为探测器的零点漂移。如图 6-5 所示。

为了修正原始数据零点漂移所带来的误差，当每次扫描开始时，首先应探测各通道的零点漂移值，然后每一个原始数据减去（或加上）对应通道的零点漂移值（视零点漂移的正负值去减或加），这样，各通道就都会从零开始，使零点漂移得到了修正。这种修正工作是由 A/D 微处理器来完成的。

其次是对射束硬化效应进行补偿。这是因为当 X 射线透射过人体某一部位时，虽然使用滤过板，使 X 线尽量接近单色辐射，可减少硬化效应的影响，但实际上射束硬化效应仍然存在（图 6-6）。当 X 射线穿过被检体时，低能射线很快被衰减，吸收曲线接近高能射线，使得被检体的外观变薄，从而造成采样数据失真。

补偿射束硬化效应就是对射束硬化效应失真进行校正如图 6-7 所示。射束硬化失真随穿透被检体的横向距离有如图 6-7（2）所示的杯形作用，故被检体的重建图象失真必须有为图 6-7（3）的射束硬化曲线来进行校正。补偿射束硬化效应亦称线性化，它是在 A/D 转换器中进行的。这是针对每一个探测器，并根据它的特性事先制定了相应的校正曲线表，这个校正用线性表事先已编成文件存放在数据库

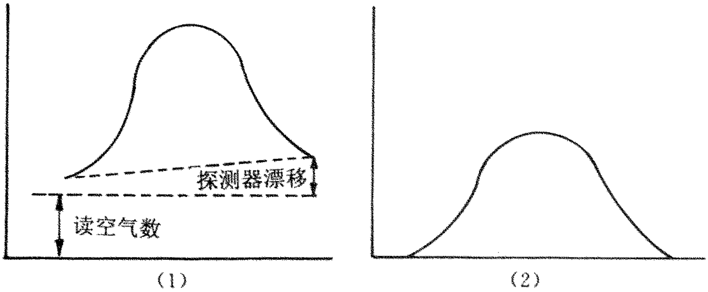


图 6－5　修正零点漂移

中。当进行射束硬化校正时，只要从数据库中调出一组线性表对各探测器的采样值进行校正就行了。

最后是进行正常化处理，此项工作是在线性化和减空气处理后进行的。CT 扫描时，每一条射线束或一组射线束在同一次扫描过程中，环绕被检物体在不同方向上扫描，它所采集的数据经内插后的总和应是相等的。如图 6－8 所示，各方向扫描所得的数据总和均为 10。正常化处理就是对扫描数据的总和做检验，并进行校正。

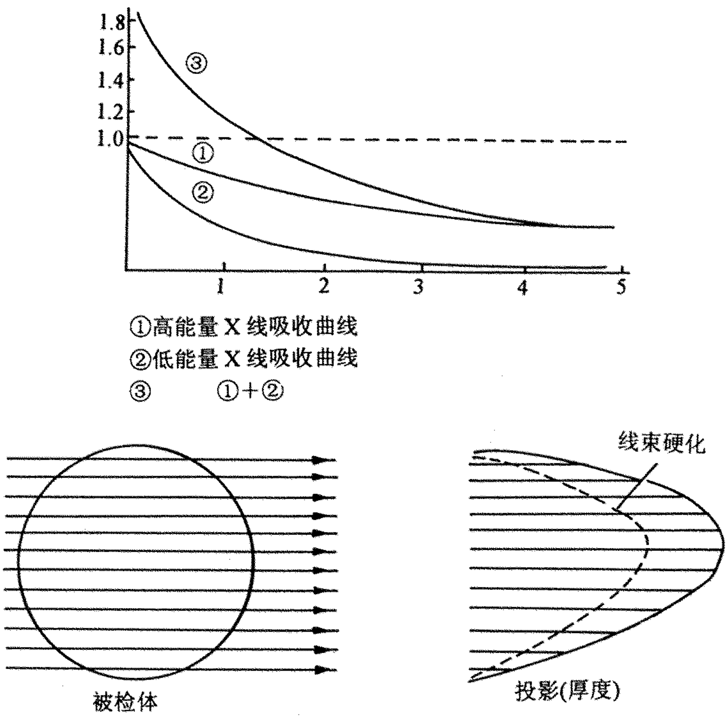


图 6－6　线束硬化失真

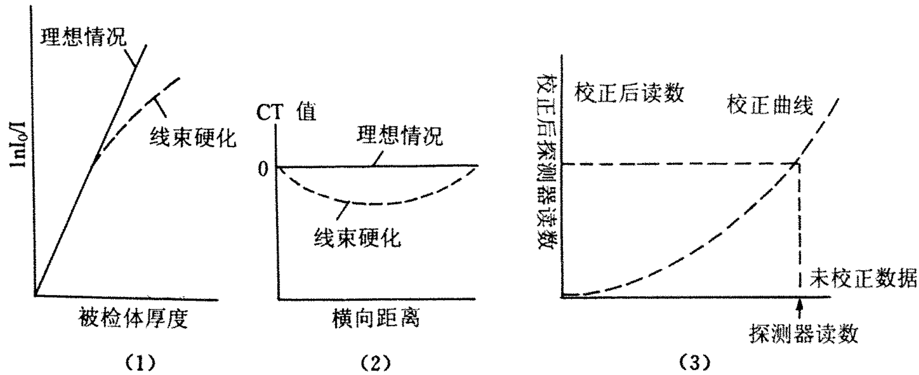


图 6－7　射束硬化校正

（1）线束硬化产生的非线性失真；（2）杯性作用；（3）线束硬化校正曲线

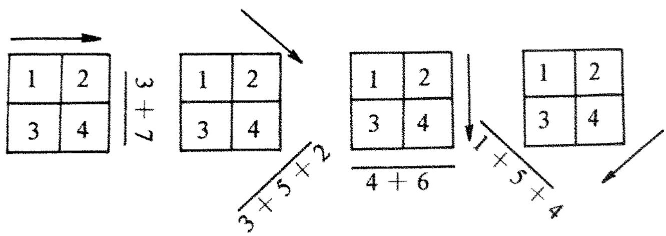


图 6－8　正常化处理示意图

第二节　CT 机产生故障的原因及检修方法

CT 机汇集了 X 线机、计算机、图像处理机等先进技术，不但有复杂的电子线路，而且还有计算机软件系统。维修时，既涉及到硬件的测试与更换，又需对软件进行检查和参数校正，保养和维修工作较复杂，通常可分为日常定期维修和故障检查修理两种。出现故障时，要谨慎地进行检查和修理，切忌盲目乱拆乱卸，以免使故障扩大。

各代 CT 机结构有所不同，首先应针对具体机型，掌握说明书上所指出的项目和规定，进行定期检查和维修，以便及时发现问题，解决问题，避免一些故障。CT 机在日常使用过程中，由于种种不同的原因而造成某些元器件及机器产生故障，使其性能下降或停机，原因很多，各型各色，故障现象有时变化也很大，有的故障现象相同，但发生的部位、部件不同，有时还可能出现同一个部件产生不同的故障现象。CT 机的故障通常可分为机械故障、电器故障和计算机软件故障等。

机械故障常见的有转动部件失灵或卡死；以及长期使用后磨损造成机械精度改变，弯曲、断裂、固定件松动或脱出，如螺钉、螺母、铆钉、键等。

电器故障就其性质而言，基本分为三种：开路故障、短路故障、漏电故障。

软件故障最常见的是软件被破坏，致使 CT 机不能正常工作或停机；以及部分软件参数改变，出现异常图像，这就要对软件中的有关参数进行校正。

一、产生故障的原因

在日常工作中，造成 CT 机故障的原因常表现为：

（一）正常性损耗

无论国产还是进口，任何机器、任何部件都有一定的寿命，没有不坏的机器。如 CT 机的 X 线管，在长期工作中，因阳极不断蒸发的金属附着在管壁上，或阴极灯丝逐渐因点燃而变细，内阻增大，使其发射电子的能力减低，造成 X 线管衰老，故 CT 机的 X 线管受曝光次数的限制，此种情形便是正常性损坏，无法修理，只有更新。此外，如 CT 机的光电倍增管也随使用年限的增长而逐渐衰老，还有继电器触点的损坏，轴承的破裂等，很难用某一规定的使用时间来衡量，但可通过正确地使用和维护，延缓其老化过程，延长使用年限。

（二）性能调整欠佳

CT 机是高精密医疗器械，在安装和检修调整机器过程中，必须按照机器说明书中的技术要求逐步调试和校准，如扫描床的进出速度、图像对比度、密度分辨力、CT 值校准、图像尺寸大小、译码器的调整、高压波形的测试调整等，都应细致认真对待，若调整不当，轻则工作不稳定，重则使元器件寿命缩短，甚至无法正常扫描工作。若致电流过大，或电压过高均易导致元器件的损坏。

（三）人为地损坏

这是由不正当的操作造成机器的损坏，如操作者对机器不熟练，对使用者要求不严，不按常规使用，如在不预热 X 线管的情况下，便接通高压扫描，这样会迅速降低 X 线管的使用寿命，使其突然高温而造成 X 线管阳极靶面烧伤，轻则使 CT 图像质量欠佳，重则造成 X 线管报废。另外，有的操作员工作时将喝水杯或饮晶放置在操作台上，不小心碰倒会造成操作台键盘进水，轻则停机，重则造成机器进水短路而损坏。

（四）机器本身质量欠佳

早期的 CT 机，因设计、制造的质量不好，而且很多元器件质量也不过关，经常发生故障，有的甚至修不胜修。

（五）电源不稳的影响

CT 机对供电要求十分严格，由于电源电压的忽高忽低，除影响机器的正常使用

外，同时还影响机器的使用寿命。如磁盘机、磁带机正在高速旋转，磁头正在读取数据，浮在盘面上；机器正在扫描中，此时突然停电或换闸，就有划坏磁盘，破坏软件工作的可能，也会造成设备多处损坏，给修复带来极大困难。

（六）平时保养不好，维修不及时

CT 机的日常定期保养十分重要，需经专门培训，固定专人负责。如继电器触点不清洁，机器内的灰尘没及时清除，高压电缆插头硅脂或变压器油没及时添加或更新、机械部分的润滑欠佳、计算机柜内的空气过滤网不勤清洁，会造成通风不畅；高压电缆过度弯曲或受潮，会使其绝缘强度降低，造成高压击穿故障等。

二、故障检修原则与方法

（一）检修原则

（1）检修时必须由具有 CT 机专业知识和一定实践经验的工程技术人员负责，要有严肃、认真的工作态度。

（2）先调查后动手：即当发生故障时，首先观看终端显示屏上的错误报告信息，向操作者了解发生故障的前后情况，然后再结合故障现象动手检查。

（3）先外后内：即先检查机器外部元器件，以及各开关旋钮的位置是否正确，然后再打开机器内部进行检查。

（4）先静后动：即先在不通电的情况下，用眼观、鼻闻、耳听及万用电表测等，静态观察有无响声和气味。然后再接通电源，逐步认真分析和测量，找出故障发生的位置和原因。

（5）先读图后动手：检修者一定要对所检修的 CT 机说明书以及有关资料数据认真的阅读和掌握，掌握各种软件操作程序，并弄清机械的结构原理，电路的工作原理。机器发生故障时，先读懂故障部位的电路原理图，最好以流程图的形式逐步列出，特别是对继电器的工作状态分析，一环扣一环，以流程图的形式可省时省力，加快找到发生故障的原因，然后再动手找出排除故障的方法。

（6）充分发挥故障诊断软件的作用，CT 机的软件中，一般都设置了各种校验程序，其中也包括故障诊断软件。发生故障时，运行这些故障诊断程序，可提示故障部位，性质及其相关信息，结合故障现象，参考这些信息，追根求源，便可找出故障所在。

（7）综合分析，制定检修计划，切忌无计划的“盲动”检修。检修完毕，应对 CT 机进行综合校验和必要的调整，并填写检修记录。

遵循上述原则，可少走弯路，加快检查和排除故障的速度，提高检修工作的效率。

（二）检修注意事项

（1）在带电情况下进行检修时，所用检修工具如仪表测试笔、接线夹、螺丝刀

等，其金属暴露部分尽量少，以免造成短路。如无专用工具，可在普通工具上加装绝缘套管。

（2）按制定的检修计划逐步进行，检修用仪表要保证一定的精度，避免测量误差过大，影响检修工作。

（3）凡拆下的导线均应作好记录并加以标记，以免复原时出现错线错位，造成新的故障，对需要调节的元器件，调节前后都应做好测量记录，以免错乱。对拆下的零件、螺母、螺钉等要分别放置，不可乱丢，检修后应及时装回原处。

（4）当遇到短路故障时，例如：CT 机高压击穿、机器漏电、电流过大等情况，应尽量避免过多的重复试验，非试验不可时，应选择低条件，谨慎从事，防止将故障扩大。

（三）检修方法

在日常检修 CT 机中，会碰到性质、现象不同的故障，也有繁简、大小、隐蔽和明显的故障，这就应根据不同情况，对症下药，采取有效的检测手段，才能“准而快”地查出故障所在。在检修 CT 时常用的查找故障方法有以下几种：

1. 控制台面板法　即利用 CT 机操作台上设置的开关、按键、插孔、旋钮和各种指示器等来缩小故障的查找范围。

2. 直接观察感触法　即利用人的眼、耳、鼻、手等感官，来发现较明显的故障。例如接线松动或脱离、电子管灯丝是否点燃，电阻烧坏断裂，电解电容电解液外溢、变压器烧焦，高压电缆击穿，漏油、速度不匀，mA 表上冲，KV 表不稳等明显故障适用此法。但也要注意，用此法找到的故障，有时可能是发生故障的表面现象，不是原因所在，因而不应急于更换零件，应认真分析引起故障的真正原因，否则故障非但不能排除，反而会加重。

3. 信号注入法　即利用逻辑测试笔或信号发生器输出各种不同频率的信号，加到待修件的输入端，在输出端用示波器观测其波形的变化，此法对因放大器引起的故障帮助很大。

4. 对比代替法　即用新的元器件或电路板替换怀疑有问题的元器件或电路板，观察故障能否排除。此法需有大批的零备件，既快又省事，对因元器件变质、虚焊等隐蔽的故障甚有效。

5. 切割法　即有时一个故障现象牵涉面很广，会有好多个故障引起的可能，必须将这些可能性一个一个地排除，最后只剩下一种可能性。或者对于难于判断故障所在或现象相同而部位不同的故障采用此法很有效。如 X 线部分的 mA 表上冲，可先将变压器端电缆拔出进行高压通电试验，而后将 X 线管侧电缆拔出，这样很快便可得出结论。对于计算机系统的故障，可利用终端板来分段查找，逐段排除，这样可逐步缩小故障的搜寻范围。

6. 软件法　即充分利用故障诊断软件来查找故障，指明方向，加快排除故障的

速度。

7. 测量法　即用万用表、计时器、示波器等进行测量，将所测数据与原资料进行对比，以便迅速准确地判断故障所在。在使用中，不同的故障，不同的部位，不同的技术要求，要选择不同的仪表。总之，测量法是检查故障常用和可靠的方法，而各类仪表又是检修的重要工具，是检修工作者的耳目，应熟练掌握并倍加爱护。

在 CT 机的检修工作中，方法是多种多样的，实践多了还会有很多小技巧，积累许多小经验。希望 CT 工程技术人员结合发生故障的现象，部位，从实际出发灵活掌握和运用。

第三节　CT 图像环形伪影故障分析

CT 图像产生环形伪影是第三代 CT 机常见故障之一，造成和引起环形伪影的因素很多，要排除此类故障，必须找到其产生的原因，在排除故障过程中，有时可能几个因素互相牵制或同时存在，必须按一定的程序，逐步查找，直至最后排除故障，使 CT 图像恢复正常。

一、产生环形伪影的因素

（1）数据收集系统（DAS）：①电源：电压超差或纹波过大，主要是机架上供给 DAS 的四组电源，其中有一组是专供探测器的高压电源；②通道放大板；③横/数转换板，在 GE9800CT 机上共有 12 块；④缓冲板；⑤安装和固定通道板、A/D 板的底座。

（2）探测器。

（3）X 线管的输出量不足。X 线管和探测器的相互位置调整不当。

（4）准直器内有异物进入，或内部的滤波片损坏等。

（5）2%边缘控制片松掉，若此片松动，落入 X 线照射场内，便引起有害的 X 光反射。

（6）QCAL 斜片松动，QCAL 是用来校准 X 线管在不同温度情况下，光束位置的计算标准。如果此片松动，会造成以前校准的参数失效。

（7）模型校准数据不准（Phantoms CAL），由于时间长久，球管校正参数发生变化，DAS 系统等电路参数发生变化，环形伪影大多出现在图像靠中心位置。

（8）阵列处理器（AP），其中电路板，电源不正常等。

二、检测及分析处理

（一）数据收集系统（DAS）

首先，观察环形伪影是单环还是多环。单环时，多由通道放大板或探测器产生，可互换通道板，查出有故障的板号与位置。

多环时，需分下列几种情况分析：①每道圆环间距 0.8cm，多由 A/D 板引起；②多环集中在图像中心部分，表明 X 线管输出量不足，需重做模型校准；③整个图像上都有“环”，特别是用 10mm 层厚扫描时更严重，多系球管位置偏移，需进行调整校准。

（二）检测探测器

（1）压力检查，即检查探测器内部氙气压力，正常情况下对 GE9800CT 机应大于 275PSIG。

（2）检查连接探测器偏平型软电缆，如果 DAS 等测试均通过，但环形伪影仍然存在，可考虑是探测器某个单元（单环时）或某几个单元（多环时）坏了，或者是连接探测器与滤波放大板的软电缆有故障，其检查方法如下：首先，查出引起环形伪影的通道所在的板号位置，将对应板的软电缆与相邻的软电缆互换位置。再用 DAS 诊断程序测“环”所在的通道号，如果号码位置移动了 16 个数字，这说明相应的探测器单元或软电缆有问题。再用万用表测量软电缆各条引线，从而判断是否软电缆问题。

（三）检测准直器

当环形伪影的出现与温度有关时，或在 X 线管热时，或多是“黑”、“白”环成对出现。

可采用 120kV、200mA 的技术条件扫描 20 张，若前 10 张出现环形伪影，说明在 X 线管冷时出现；若后 10 张出现，说明在 X 线管热时出现。此种情况，多系准直器内划伤或脏了，必要时可拆下球管，仔细检查准直器的情况。

（四）检测 AP 系统

由于 AP 工作不正常，也会引起环形伪影，通常情况下运行 AP 测试程序均能发现问题。快速准确地判断 AP 系统有无问题的简单方法是：在 CT 机工作正常时，对标准水模进行扫描，并保留 RAWDATA，取一空白磁带或软盘，将扫描水模的 RAWDATA 录制下来，同时将水模的标准图像拍摄下来。当怀疑 AP 系统有故障时，可将录制下来的 RAWDATA 返送到磁盘中去，进行图像重建。如果能将水模的扫描数据重建成水模的标准图像，则证明 AP 系统工作正常，反之，则可判定 AP 系统有问题。

三、环形伪影故障举例

由于CT机机型很多，生产厂家也不同，故在以后的故障举例中，分别列出机型名称，以便读者借鉴。

例1：GE9800CT机

故障现象：进行轴位扫描时，图象中心出现单环伪影，很有规律、位置不变。伪影环密度偏低，环内、外密度稍偏高，类似于未校准的环形伪影。进行模的校准后，暂可消除。但检查不到10名病人，环形伪影重新出现。随着kV/mA值的增加而显著，做平片扫描时，在90度或270度方向上图像正中心出现一条横向直线伪影。计算机错误报告表中无任何错误信息。

检测及分析处理：对数据收集系统（DAS）用诊断程序检查，未发现异常。手动打开检查滤线器，发现滤线器中央部位有一条细裂纹，该滤线器介于探测器与球管之间靠球管侧，由聚四氯乙稀压制成抛物线形，其功能是滤掉无用的软X线，当X射线通过人体时，由于其制成抛物线形状的作用，使到达探测器的X射线为能量分布相对均匀的硬射线束。该滤线器安装在电动机驱动位移的装置上，可通过调用指令来选择其位置。由于频繁地机械运动及振动，以及长时间X射线照射的影响，使其机械强度下降而产生裂纹破损。裂纹初期，经校准可暂消除，继续扫描裂纹加大，伪影依旧出现，故凡是经过校准不久，环形伪影又重新出现，应考虑该滤线器是否完好无损。此种环形伪影的特点是环形内外密度上有差别，而故障通道引起的环形伪影线条较清晰，这是二者鉴别之处。更换新的滤线器后，故障消除。

例2：GE9800CT机

故障现象：在进行校准模扫描时，图象上出现明显的高亮道环形伪影。

检测及分析处理：测量探测器的电源，500V高压消失，进一步检测，有一个通道对地短路，无信号电流输出。查错误记录表中没有相应的错误信息报告。进一步对探测器进行细致地检查，仍测不出高压，诊断为探测器本身有故障，更换新的探测器后故障排除。

例3：GE8800CT机

故障现象：轴位扫描图像中出现多个同心的环状伪影；定位扫描图像上分布有粗细黑条影，间距不等。

检测及分析处理：运行SUDS程序，无论offset或CAL_2，其平均值与标准差各通道都在规定的范围之内。在一次反复运行SUDS中，发现offset的平均值上下变化较大，原调在15.50~16.5之间，后变到14.53~19.99之间。进一步测量探铡器的+500VDC电源，为+148VDC将此电源调节到+500VDC后，在扫描过程中测探测器的+500VDC电源，发现在+467VDC~497VDC之间变动。诊断为图像的多环伪影由+500VDC电源所致，更换该电源后，重建图像正常。

例 4：机型：GE9800CT 机

故障现象：图像中出现很有规则的低密度粗线条同心圆环形伪影。

检测及分析处理：查计算机错误记录表中没有相应的故障信息，可以随意地多次取得故障图像。无论是扫描病人的数据或者是经 DC 取得的数据，只要在 SLCF 中，便可用 CTDS 中的 GA 进行诊断。其方法是在 GA 中调出存在 SICF 中的故障图像，这时在图像上会出现一些互相平行的竖线，用十字光标寻找该竖线所处的滤过板号和 A/D 板号。若上述竖线的以上两个板号中，某个号数不变，该板便是故障所在。更换此板故障即可排除。

例 5：机型：GE9800CT 机

故障现象：图像中出现粗细不等的高亮度同心圆环形伪影。

检测及分析处理：在错误记录表中无相应的故障信息提示。可以随意地多次取得故障图像。运行 CTDS 中的 DQ 程序，运行 AUXILIATY CHANNEL 程序，发现 +5VDC 电源电压偏低，测量 DAS 中的 +5VDC 为 4.61VDC，将该电源调整到 +5VDC 的规定范围内，图像恢复正常。

例 6：机型：GE9800CT 机

故障现象：图像中出现粗细不等的高密度同心圆环形伪影。

检测及分析处理：查错误记录表中有故障信息为：WAIT TOO LONG TO OFF-SETSMOOTHING。此故障不能随意获得故障图像，当扫描机架内温度过高时，故障随机产生，和温度密切相关，改善机架的通风散热条件后，故障排除。

例 7：机型：GE9800、9000、8800 及 640 型 CT 机

故障现象：图像中出现密度不等的同心圆环形伪影。

检测及分析处理：查错误记录表中找不到相应的故障信息，首先，应排除其它产生环形伪影的可能性，再采用 CAL CHECK 进行检查，通常情况下 CAL CHECK 的图像出现环形伪影，提示模型校准软件数据失效。其原因是 CT 机的数据产生和数据收集系统，包括执行机构的机械运动，电器性能和外界环境，随着时间的推移及环境条件的变化，其性能和状态参数也会随之改变，产生的数据和收集的数据也将有所变化，若以上诸因素很不稳定，那么，原来校准的“标准数据”便不能完全适应以上因素的变化，将产生一定的偏差，表现在图像上便出现密度不等的同心圆环形伪影。此种故障的解决办法是重做一次模型校准，环形伪影即可消除。

例 8：机型：第三代各型 CT 机

故障现象：采用骨窗观看图像时，发现图像上有一低密度环形伪影。

检测及分析处理：查看错误记录表中没有相应的故障信息。有时可重复获得故障图像，有时扫描某几层图像正常，某几层又出现环形伪影。时好时坏，无一定规律，用 CTDS 中有关程序检查均通过，无异常表现，但故障图像仍时有发生，无特定办法查找故障原因。在对 DAS 系统各电路板进行清洁时，发现电路板连接端子处有绝缘油污，经检查发现 A/D 板上绝缘油垫融化，流进接线端，使其接触不良。对

该油污处进行彻底处理后，故障排除。

例 9：机型：岛津 SCT－3000TX 型 CT 机

故障现象：图像中出现多个同心圆环形伪影。

检测及分析处理：①首先对球管进行加热训练，空气参数校准，再扫描时图像环形伪影仍然存在。②用保存的 RAW DATA 重建图像正常。③运行 ILCAL 程序，检查 L 系数调整表正常。④检查探测器及数据收集系统未见异常。⑤检查探测器＋300V 电源正常。但进一步检查探测器左、右两边地线端时，发现一端接地线螺丝松动，接触不良。拧紧该地线端，使其接触良好，多环伪影消失，图像恢复正常。其原因是由于探测器一端地线接触不良，引起探测器左、右两边的氙气电离室内形成不同的电压差，致使探测器电离室达不到稳定的工作状态，收集的数据必然不准确，多环伪影随之产生。

例 10：机型：Picker－IQ 型 CT 机

故障现象：头部扫描，图像正常；腹部扫描，图像变暗。进行半场视野扫描水模，CT 值及图像正常；全场视野扫描水模，其外周出现一高亮度圆环，此时测水模内 CT 值为—30 左右，正常时水的 CT 值应为 0。

检测及分析处理：根据故障现象，环形伪影出现在全场扫描的外周，而半场扫描正常，初步判断故障在数据收集系统。首先检查准直器、毫安补偿器至球管射线输出口前的各有关部件，均无异常发现。再检查半场和全场视野扫描时，缩光器的工作状态，发现缩光器在全场扫描时，工作位置不正常，挡住了部分 X 线，致使 mA 下降，图像分辨率降低，外周出现高亮度圆环。该缩光器是由继电器通过电机来控制缩光器的工作，打开缩光器检查，发现遮光铁片不能滑动，铁片运动的滚珠生锈卡死，经过润滑处理后，运动自如，缩光器工作正常。该机在行全场视野扫描时，缩光器继电器不工作，靠弹簧的弹性力使遮光片滚珠运动，故该故障无错误信息报告。

例 11：机型：岛津 SCT－3000TXCT 机

故障现象：在进行 YCALIB 工作中，前两次执行完毕后，重做第三次时，系统返回到 RE－DAY 方式，显示下列信息在荧光屏上：

＊＊＊TO MANY BAD VIEW＊＊＊

检测及分析处理：①在上述故障发生后的同样条件下，用 YCALIB 中的“XTESTB”指令进行检查，仅显示通道数据而没有通道数据分布图显示在荧光屏上，且程序执行中断。②重新接通电源，直接执行“XTESTB”，YCALIB 不工作，此时，分布图成一条线显示在荧光屏的最下边，表明分布图不正常。③用保存的正常 RAW DATA 进行重建，图象正常。排除重建系统的问题，故障在 DAS 中。④运行 DAS-CHK 程序的“XTESTB：XTESTB：显示右边数据明显不正常；OTESTA：全部通道的数据显示在最下边；ADTYPE：1～13 号积分板≥0077XX～0100XX，14～27 号积分板≥100 000；左边和右边的数据不一样。⑤在此种情况下进行扫描，左右数据不同，

此时将 LEVEL 调节至 –700，当进行 360 扫描时，重建出多环同心圆伪影图像，环与环之间距相等。⑥对 DSA 右边的 +15V 电源进行测量，指示为 OV。⑦空载测量 +15V 电源供电，无异常。⑧拔出 DAS 右边的积分电路板，+15V 供电正常。通过上述测量分析，证明右边积分电路板有问题，更换新板后，一切恢复正常。

例 12：机型：GE　MAX640 型 CT 机

故障现象：在进行轴位扫描时，无图像或图像呈现不规则伪影；而行侧位 Scout（定位）扫描时，在定位图像下方出现一条白带。

检测及分析处理：根据 MAX640 CT 机数据收集系统框图（图 6–9）进行分析如下：

（1）首先将保存的 Raw Data 文件装入硬盘，用该数据进行图象重建，结果图象正常，从而证明 FPU 功能正常。

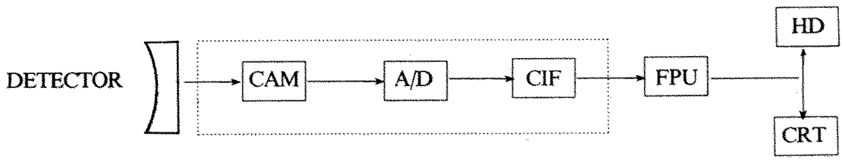


图 6–9　MAX640 CT 机数据收集系统框图

（2）对 CIF 板进行检测，该板为 DAS 的控制和接口板，测试结果正常。

（3）A/D 板的 Offset 调整，当故障发生时，观察 Offset 指示灯，已偏离正常状态，经调整后恢复正常。

（4）CAM 板的检测

①观察原始数据：用低扫描参数行空气轴位扫描，并保留其原始数据，利用 Support 程序对该组数据进行观察分析：选择一个 View（例如第 65View）来观察所有 511 个通道在该点的采样值，发现从第 68 通道至 131 通道，共有 64 个通道数据为 0。又通过进一步查找 68～131 通道与 CAM 板的对应关系发现，68～99 通道对应 CAM1 号板 CN_3 接头的 1～32 脚；100～131 通道对应 CAMl 号板 CN4 接头的 1～32 脚；至此初步判断 CAM 1 号板 CN_3、CN_4 接头所对应的电路有故障。

②将 CAM 1 号板与 CAM4 号板对换位置，然后再进行侧位 Scout 扫描，结果前述故障现象图像下方的白带伪影出现在图像上方。从而证明 CAM 1 号板故障，更换该板后图像恢复正常。

第四节　岛津 SCT-3000 型 CT 机故障维修

例 1：在扫描过程中，突然听到高压掉闸声，图像监视器上出现雪花状图像，机器不能进行正常扫描工作。

检测及分析处理：

（1）运行 DASCHK 程序，凡球管不发射 X 线的项目检查均正常，只要涉及球管发射 X 线的项目，就会监听到“嘭……”的脉冲敲击声。判定 DAS 系统工作基本正常。

（2）IXAGING 检查，采用小电流方式球管有 X 线输出，但仍能监听到“嘭……”的声响，从第二项以下检查不工作。故球管能工作，问题在高压系统中。

（3）在高压控制柜上进行近台检测。小电流时现象同 2 所述，KVCH 表“+”、“-”极指示均为 150kV 左右，未见异常，KVOUT 表指示“-”极高于“+”极约 20kV，KVBAL 灯不亮，其它指示灯显示正常，200mA 以上试验不能进行。初步判断 kV 平衡系统有问题，且位于 kVOUT 的“-”极。

（4）关闭整机电源后，待 kVCH 表指示电压降至安全值以下，打开高压发生器顶盖，旋动两个放电钮，放掉残存电荷，待两极监视充电指示灯完全熄灭后，再开启箱封盖，用电容表和电阻表分别测量“-”极平衡板上每一个元件实际数值，结果发现有一只电容器的电容量下降至 50PF 以下，该电容器的标称值为 1000PF，由 16 个并联而成，至此可以判定该电容器损坏，其它元件无异常。

（5）取下高压平衡板，更换一只新的同型号电容器。开机行近台试验工作正常，再行遥控扫描成像良好，故障排除。

例 2：在扫描过程中，图像模糊不清，X—RAY 指示不中断，射线脉冲指示仅 120（正常时应为 600）。再次进行扫描时，X—RAY 指示灯显示 2s 后，突然熄灭，扫描工作无法继续进行。

检测及分析处理：

（1）在高压控制柜上用“LOCAL”方式进行控制，进行曝光时，仍无射线产生，ROT 指示灯不亮，表明旋转阳极有问题；TEMP 指示灯先亮后灭，表明球管温度异常；HEAT—OK 指示灯正常，表明灯丝电压无异常。

（2）检查球管，发现阳极没有发出旋转声，说明旋转阳极没有转动，其原因通常由于旋 D 转阳极启动电路或球管本身有问题所致。

（3）用延伸板引出控制球管定子电压的 STARTER—3PC 板，在 READY 操作下测试该电路中的继电器 K_1、K_2、K_3，结果证明旋转阳极启动电路工作正常。至此可以判定球管本身有故障，更换同型号的新球管后，扫描工作恢复正常。

例 3：在扫描过程中，图像中心出现多环带状圆形伪影。机器其它各部分工作正常。

检测及分析处理：

（1）对球管扫描参数重新进行校正，环形伪影仍然存在。

（2）用保存的 RAW DATA 进行原始图象重建，无多环伪影，表明图象重建系统工作正常。

（3）用服务程序运行 ILCAL 程序，进行 L 系数调整表格的检查，表格内数据正常。

（4）对探测器、数据采集系统（DAS）进行检查，无异常。

（5）打开扫描架前盖，测量探测器的 300V 电源电压正常，但在检查探测器左、右两端接地线时，发现右端接地线螺丝松动接触不良，拧紧该接地线，使其接触良好后，水模图像恢复正常，多环带状圆形伪影消失。

例 4：当按下 start 键时，扫描工作不进行，ROT 指示灯不高，机器处于保护状态。

检测及分析处理：

（1）观察高压控制柜上 ROT 指示灯不亮，证明球管旋转阳极电路没有工作。

（2）从电路分析，ROT 灯不亮，其和 Relay Driver 板上的 K_{13} 继电器与 Start Board 上的 K_2 继电器工作与否有关。经检测发现 X_1 接线端上的 100RE 和 ORE 无 100VAC，故 K_2 不工作。而该电源电路中串联有继电器 K_{14}（常闭），K_{016}（常开）和 K_{15}（常闭）的三付接点。

（3）检测继电器 K_{16} 工作正常，K_{14} 不动作属正常，K_{15} 动作，属不正常，因正常情况下 K_{15} 不工作。

（4）画出该部分时间控制电路，如图 6－10 所示。

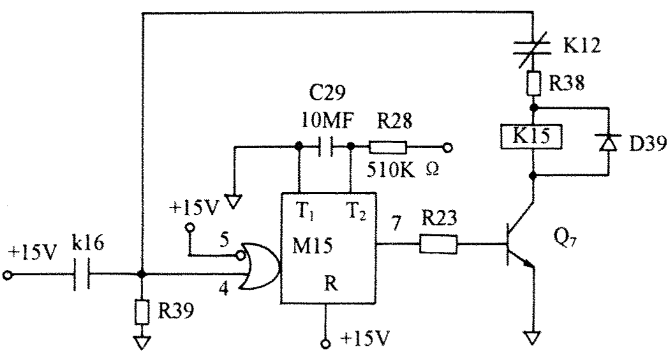


图 6－10　时间控制电路

该电路如果在 15s 之内不接通 X 线，便自动 Reset 恢复原始状态。图 6－10 中 M_{15} 为双精密单稳态多谐振荡器，稳态时，7 脚输出高电平"1"；暂态时，7 脚输出

一定宽度的低电平“0”。正常工作情况下，Ready 指示灯亮时，继电器 K_{16} 工作，+15V 的上升沿加到或门的 4 脚，7 脚则输出一个宽度约 5.1s 的低电平，此时三极管 Q_7 的基极不具备导通条件，K_{15} 继电器便不会动作，旋转阳极启动后，K_2 和 K_{12} 继电器工作，K_{12} 常闭接点打开，M_{IS} 由暂态变为稳态，7 脚输出高电平“1”，Q_7 仍不能导通，K_{15} 也不会工作，机器便进入正常扫描工作。实际测量发现，只要机器通电，即使 K_{16} 继电器没有工作时，K_{15} 继电器便得电工作。而当 K_{16} 不工作时，测得 M_{15} 的 4 脚有 14.1V 左右的电压，为高电平，而正常时应为低电平；K_{16} 工作时，7 脚一直保持高电平“1”，无低电平输出，判定 M_{15} 损坏。原因是由于 4 脚为高电平，M_{15} 就实现了暂态到稳态的过渡，即使 K_{16} 工作时 4 脚电位也未发生变化，M_{15} 也不会再变为暂态，7 脚一直为高电平，K_{15} 也一直工作。因为 K_{15} 为旋转阳极启动检测电路中的保护继电器，M_{15} 的损坏，致使 K_{15} 误动作，扫描无法进行，ROT 指示灯不亮。更换新的 M_{15} 后，机器恢复正常工作。

例 5：扫描工作中断续出现中止扫描，并可从喇叭中听到“嘣”声，重建图象呈雪花状，计算机终端屏上出现“ !”提示，随时间的推移而故障频繁，最后直至加不上高，kVCONT 70 板上的 D_{68}、D_{70} 和 Relay Driver 板上的 D_{14} 故障灯点亮。上述故障现象有时关机重新再开机可正常工作，但维持时间不长。

检测及分析处理：

（1）行近控曝光试验，贴近球管可听到管内有打火声。

（2）进一步检查，发现球管油路冷却系统的尼龙胶管连接处裂口向外渗油，随着时间的推移，渗出的油越多，循环冷却时进入气体越多，导致球管真空度下降，继而产生打火放电，中止扫描工作。

（3）对球管油路冷却系统进行处理，加油、排气、密封，直至不再渗油，脱机进行油循环试验正常后，重新安装回原位，高压训练后扫描正常。

例 6：扫描图像中心向四周放射出呈水纹状伪影，时轻时重，影响诊断工作。

检测及分析处理：

（1）用 SCT－3000TE 检修程序行 DASCHC 的三、四两项检查，结果在 DAS map 和 DE－TECTOR map 的图上有不良通道显示，在图中间有一编织状的竖条，初步怀疑 DAS 系统有接触不良现象。

（2）检查探测器至 DAS 的电缆连接情况，并重新加固后，做 DAS map 正常。但把扫描架前盖上好，再做试验，故障重又出现。

（3）进一步检查时，无意中发现 DAS 系统中的一个电扇很快停止转动，而其它电扇断电后因惯性而旋转不止。重新接通电源，观察 5 个电扇的运转情况，发现该电扇旋转速度较其它四个电扇慢并伴有轻微振动，将该电扇电源切断，盖好机架盖，再做试验，图像伪影消失。

（4）因电扇质量欠佳，当扫描机架盖好后，整个机架内呈封闭状态恰似音箱一

样，产生共鸣，进而加大振动，使 DAS 系统中个别通道时通时断，数据丢失，导致图像呈水纹状伪影。

例 7：在扫描图像上有一单环伪影。

检测及分析处理：

（1）即使改变扫描技术参数（mA、层厚、位置等），单环伪影仍出现在图像的相同位置处（可用“SBAD”程序检测）。

（2）调用保存的正常“RAW DATA”进行“RECAL”图象重建，图像正常，无单环伪影。

（3）采用“SBAD”程序检测，CRT 上显示 ch = 177 或 234，由于上述故障现象的“RAW，DA – TA”已经保存下来，执行“DXRECAL”程序，单环伪影仅显示出左半边。

（4）更换 234 号通道的积分电路板（R_3）并重新执行 Calibrations，图像恢复正常，单环伪影消失。

（5）如上所述，当环形伪影很淡时（几乎和正常图像无区别），可通过交换积分板和校正参数来试着恢复正常图像。但如环形伪影十分明显（明显区别于正常值），请按下述步骤检查：

①应用“DASCHK”（OTEST、ADTYPE、ESTEST、ENTEST、EXTEST、XSTEST 等）程序检测 ch = 234 是否为错误数据。

②交换积分板（R_3）的位置，重复步骤（1）观察故障通道是否改变：若坏通道随交换积分板的位置发生改变→积分板有故障；用“DASCHK”程序测试，若坏通道位置无变化→继续步骤③。

③交换连接信号电缆，重复步骤（1）：坏通道没有变化一故障可能发生在积分板后面的部件上；坏通道随交换信号电缆而改变→故障可能发生在积分板前面的部件上。如果问题存在于积分板之前，应采取下列措施：更换信号电缆、清扫探测器 X 线接收部件、清扫准直器箱内部。

例 8：在扫描图像上经常出现较淡的环形伪影。

检测及分析处理：

（1）经过对上述故障现象的多幅图像检测分析，发现引起故障现象的通道号不确定。

（2）对测试水模进行扫描，然后用“SBAD”程序查找造成伪影的通道。

（3）显示扫描所得“RAW DATA”的轮廓线图像（在 IBM 上），然后用“XCURSOR”程序查找增益开关区（通道）。

（4）执行步骤 2 和 3 后相比较，通道号相同。

（5）改变扫描条件（mA 等），环的位置也相应改变。此时，再重做步骤 2 与 3，定位通道仍相同，无变化。

（6）执行“DASCHK”测试无异常发现。

（7）更换 AGA/AD 电路板并做 Calibrations 后，图像恢复正常。

（8）注意，对于 SCT－3000TX，有 4 块 AGA/AD 板分别位于机架的左右两边，通过半扫描可判别故障位于左边或右边。而要进一步判定是奇号板还是偶号板尚有一定困难。但是，如果重做“TCALIB”之后故障现象依旧，可通过交换左右两边的板来进行判别。

例 9：扫描图像中出现环形伪影涉及到多个通道，CT 值普遍增高。

检测及分析处理：

（1）经试验故障现象与扫描条件无关。

（2）运行“RECAL”程序调用正常“RAW DATA”，重建图像正常。调用有故障现象的“RAW DATA”重建图像伪影出现。按下述步骤处理：

①运行“OTESTA”结果发现对应积分板 L_7 和 L_6 的图像不正常。

②运行“OTESTB”结果也发现对应积分板 L_7 和 L_6 的图像不正常。

③运行“ADTYPE”显示 L_7 和 L_6 的数据如下，其它电路板数据显示正常。

7 号积分板（L_7）：

102776	100000	100000	100000
100000	100000	100000	100000
100000	100000	100000	100000
100000	100000	100000	100000

8 号积分板（L_6）：

103325	101764	100000	100000
100000	100000	100000	100000
100000	100000	100000	100000
100000	100000	100000	100000

（3）交换积分板 L_7 和 L_6 的位置，该现象依旧出现。

（4）执行“IBMCHK”试验，发现图像正常。

（5）重新拔插或清扫积分板和 DAS 部分的 IBM 电路板连接件，该现象并没有改善。检查电源部分亦正常。

（6）更换时间控制电路板，扫描图像恢复正常。

（7）注意，对于 SCT－3000TX 系统，也需先交换 AGA/AD 板位置，再更换时间控制电路板。

①若存在上述故障现象，但运行“ADTYPE”结果正常，有可能是位于 PCU 中的算术部分（FFE）也存在故障。同样同正常的原始数据检查，但其计算方式有所不同。运行“ADTYPE”操作不经过 FFE。但运行“DASCHK”却要应用 FFE，然后计算平均值等。

②在有的情况下，即使执行“FFECHK”也没发现什么错误，这时应先运行

"OTESTA"或"OTESTB"（来找出异常数据），随后运行"BDISP"或"BMAPDISP"，直接检查 IBM 中来自 DAS 的数据。若数据正常，问题可能发生在 FFE 之后要执行的处理过程中。如果发现在执行"OTESTA"或"OTESTB"前后检查结果相同，可以判定来自 DAS（包括 IBM）的数据是不正常的。

例 10：轴位扫描图像上有如同下雨时雨线样伪影。当 CRT 上显示"Push（START）Button"时，即使压下 START 键，也不产生 X 线，且"X－READY"灯不亮。

检测及分析处理：

（1）将高压控制柜设置成近控方式（Local）。进行"Ready"操作，检查"ROT"并不工作，但可听到球管阳极转动的声音。

（2）检查"STARTER UNIT"部分，如图 6－11 所示。

①在"Ready"操作时，测量 100RE 和 ORE 之间有 100VAC 电压，属正常范围。

②与此同时，继电器"K－RE"得电吸合工作，而继电器"K_2"不吸合。

③根据继电器"K_3"不得电的提示，检测"K_2"的线圈供电回路，结果发现 R10（100Ω/2W）烧坏，二极管 D_5 反向均不通。

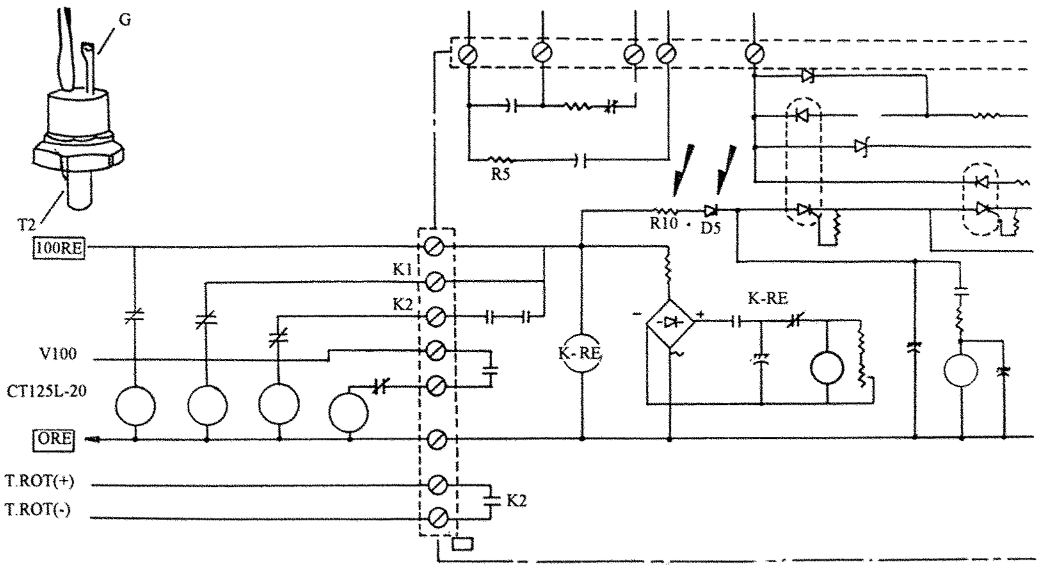


图 6－11　STARTER UNIT 电路

（3）用同规格的电阻和二极管换上后，轴位扫描雨线样伪影消失。

例 11：扫描图像上偶尔发现单雨线样伪影，有时一天 1 ~ 2 次，有时整天都不出现。

检测及分析处理：

（1）观察发现与扫描参数的设置无关。

（2）调用有该故障现象的“RAW DATA”，执行“RECAL”操作，单雨线样伪影仍然存在。

（3）检测有该现象的原始数据。

①用“BMAPDISP”程序显示数据，画面上出现无数白点（导致白点的通道和脉冲并不确定）。

②运行“BDISP”检测部分结果如下：

418thPulse	110730	121040	111012		
421thPulse	116722	114677	116340		
424thPulse	122526	100077	121356	117777	121037
429thPulse	125142	100077	117737	117777	123133
430thPulse	127346	106277	117777	117777	125172

凡画横线上的数据均属异常数据（导致雨线伪影），通道不确定，现象发生在通道 1、6、7、40、102、103、229、231 和其它一些通道。由检测的数据发现，117777 数据出现频率最高。

（4）考虑到问题发生的频率，执行“DASCHK”无明显结果。

（5）检查 DAS 电源无异常，清洁电路板及接插件，现象依旧。

（6）根据步骤（2）检测的异常数据分析，怀疑该故障由数据传输线路故障所致，因此，更换“AGA/AD”和“DAS CONT RD”板，结果故障排除。最后确定“AGA/AD”板有问题。

（7）注意，数据传输线如图 6－12 所示。图中“Rotation Cable”和“DASRLY”是串行传输线，若该部件有问题，和例 11 中所述故障相比，获得的异常数据有可能更不规则。需要指出的是：

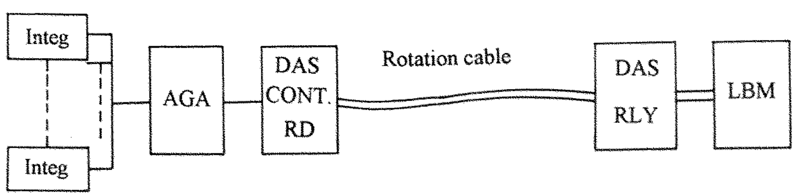


图 6－12　数据传输线

①当球管等放电时，有时也能看到单雨线样伪影图像（而放电声往往听不到）。测试有放电发生时的有效原始数据，有雨线样伪影的脉冲曲线通常向右或左改变方向，当然，若球管放电，应注意检测 kV、mA 和 MC 波形。

②地线和动力线有问题时，有时也可导致单雨线样伪影。有时空调设备和 CT 系统共用一路动力电，当温控开启或关闭时，也会造成图像上出现单雨线样伪影。

例 12：在上午扫描第一层头颅时，仅显示出头骨的轮廓像。

检测及分析处理：

（1）调用正常时的“RAW DATA”进行图像重建，故障图像也出现，仅有骨的轮廓影。

（2）进行“ROC”测试时，显示错误发生在“FBP”。

（3）进行“FBPCHK”测试，报告错误出在“FBP PIPELINE #1”上。

（4）交换“FBP PIPELINE”#1和#2的位置，错误报告指出仍在#1上。

（5）将FBPP IPELINE板上#1和#2开关互相切换后，错误发生在插入#1边的#2位置上。故确定FBP PIPELINE电路板#1边故障，更换后图像恢复正常。

例13：扫描图像如同大理石纹样黑白相间。

检测及分析处理：

（1）首先改变扫描技术参数，所得图像仍如上所述。

（2）运行“RECAL”调用正常时的“RAW DATA”，结果和上述相同（说明故障位于重建之后）。

（3）进行“ROC”测试，报告错误发生在“DFP”。

（4）运行“DFPCHK”测试，程序停留在“C.MEM”处不再继续往下执行。（“C.MEM测试与arithmetic电路板有关），故确定DFP arithmetic电路板故障，更换该板后，大理石纹样图像消失。

例14：扫描图像的CT值普遍较标准值高20到30，在CT图象上出现条状影（由于脉冲错误）。

检测及分析处理：

（1）运行“RECAL”程序进行正常的“RAW DATA”重建，结果正常。

（2）运行“DASCHK”程序发现“XTESTB”曲线位置很高（由于X线曝光量不足）。

（3）观察高压控制柜仪表，发现（-）端kV值正常，（+）端kV值降到100kV以下（正常设置为120kV）。

（4）交换（+）端和（-）端Grid Driver板，上述3中的异常现象出现在（-）端。故确定GridDriver板有故障，更换该板后，故障排除。

例15：只有采用头部5mm层厚扫描时异常。

检测及分析处理：

（1）扫描水模发现水的CT值约为6 000，而空气的CT值约为-1 600，体部/婴儿体部和头部图像正常。故怀疑校正表有问题。

（2）对于头部5mm，运行“T”和“CCALIB”后，扫描图像仍不正常。然而，运行“KCALIB”，图像正常（很可能是“LCALIB”表有问题）。

（3）对于头部5mm扫描，当运行“LCALIB”时，用“ILCAL”初始化后，图像恢复正常。结论为在“SYC.TB”中的“LCALIB”表有问题。

（4）应注意以下几点：

①如果保存有正常的“CALLOAD”软盘，在上述2的检测中可执行“CAL-

LOAD”。

②在运行“KCALIB”程序时，图像正常，这是因为这一操作的 CT 值是通过“KCALIB”程序补偿的，而没有参考用于扫描的“LCALIB”表等。

⑧万一将来又出现同样的故障现象，在相同的表处便会有坏扇区，因而需要进行 DISK 测试，故障发生频率低时，需要用长期测试进行观察，其简单方法如下：

一是改变“SYC.TB”区（当“SYC.TB”正常时进行）。

```
R
  RENAME  SYC.TB  BAD.TB ↵                ……改变坏区名字
R
  XFER  BAD.TB  SYC.TB/C ↵                ……建立新的文件区
R
```

二是在进行上述修改后，如故障现象不再发生，重新制作一份备用盘，其原因是如果仍使用以前的备用盘装载，还会用到坏区。

例 16：测量扫描图像的 CT 值比标准值高 7～8。

检测及分析处理：

（1）运行“RECAL”调用正常的“RAW DATA”重建出的图像，测量其 CT 值属正常。

（2）运行“DASCHK”程序，结果“XTESTB”曲线稍偏高。

（3）检测高压部分：

①测量 mA 反馈信号正常，但是“ikVFB”电压相当高（大约 4V）。

②±PH 电压约 6～7V。

③kV SEL 电压正常

④用分压器测量球管（+）、（-）端电压约低于正常值 5kV（两端压降为 10kV 左右）。

⑤充电电压正常。

⑥测量供给高压四极管、灯丝和变压器的电压为 100VAC 正常。

⑦上述变压器的初级电压为 280VAC（供给栅极驱动板）正常。

⑧用兆欧表检测 FB 检测电阻 10M×8 发现 8 个 10M 电阻中有几个不正常，更换同阻值的新电阻后故障排除。

例 17：小电流训练球管到 60kV 左右被阻断，后发展到小电流也无法启动，一启动便被阻断，高压控制板上的 kVok 绿灯熄灭，kV 控制板上的过载红灯 D_{72} 点亮。

检测及分析处理：

（1）首先用高压表测量高压实际输出值，发现 100kV 档为 88kV、110kV 档为 100kV、120kV 档为 110kV 左右。初步怀疑高压保护电路有问题，在检查保护电路时

发现实际反馈值过高。

（2）察看 kV（+）和 kV（-）两端不对称，调节可变电阻 VR_{13} 和 VR_{14} 也不能使其达到正常值，故怀疑反馈电路有故障。

（3）高压反馈电路如图 6-13 中的箭头部分所示，它的阳极和阴极端各由一个 10m×8 电阻器和一个 1000pf×8 的电容器并联而成，中心点接地。

（4）kV 控制板上还串联有 4Kn 的电阻来分压。其分压比为 4K∶10M×8=1∶20 000，当管电压为 40kV 时，AE.KE 分别为 20kY。4kΩ 电阻两端电压为 20kV/20 000=1V，即反馈电压与实际电压之比为 1V∶40kV。产生反馈电压发生变化，说明该比值被破坏。

（5）在构成此反馈电路的原器件中，高压电容是最易受损的，常被击穿。一旦电容器击穿短路 10MD 的电阻。也就是说，如一个电容器被损坏，4K 电阻的两端电压就为正常电压的 114%，若损坏两个电容就为正常电压的 133%。

（6）由于反馈电路和电压调整电路的作用，必将高压向低调整，因而使实际高压值低于预置电压值。小电流训练是从 40kV 开始训练，一启动，反馈回来的电压就超过了 120%，而 40kV 为最低训练电压，所以使 kV 控制板超载红灯 D_{72} 点亮，同时高压控制柜上的 kV　ok 绿灯熄灭。

（7）根据上述故障分析，打开高压发生器，检查两侧高压电容，发现数个黄色表皮纸已涨开，用手一捏电容器已变软，打开外层，发现其内部有击穿炭化痕迹。更换新品后，机器恢复正常工作，高压训练正常。

例 18：在进行定位扫描时，虽然机架处于垂直位，但角度指示为“-88”，而定位扫描工作不能进行。

检测及分析处理：

（1）按下床的升降开关，升降高度与显示值相符，实际上，床高和机架倾角指示值来自可变电阻的检测值

（2）位于扫描机控制板上的“DIP SW_3”开关被用来指示各自电位器的值如表 6-1。

表 6-1　　各自电位器显示值

	开关 SW_3 的设置		显示值	设备位置
	NO.3	NO.4		
机架倾角	ON	OFF	+000	0°处
床　高	OFF	ON	+1269	800mm（床高指示）
床的位置	OFF	OFF	+1769	床在最外边

由表 6-1 各自电位器的显示值可看出，机架倾角指示不正常（注意，不同型号的系统指示结果不同）。

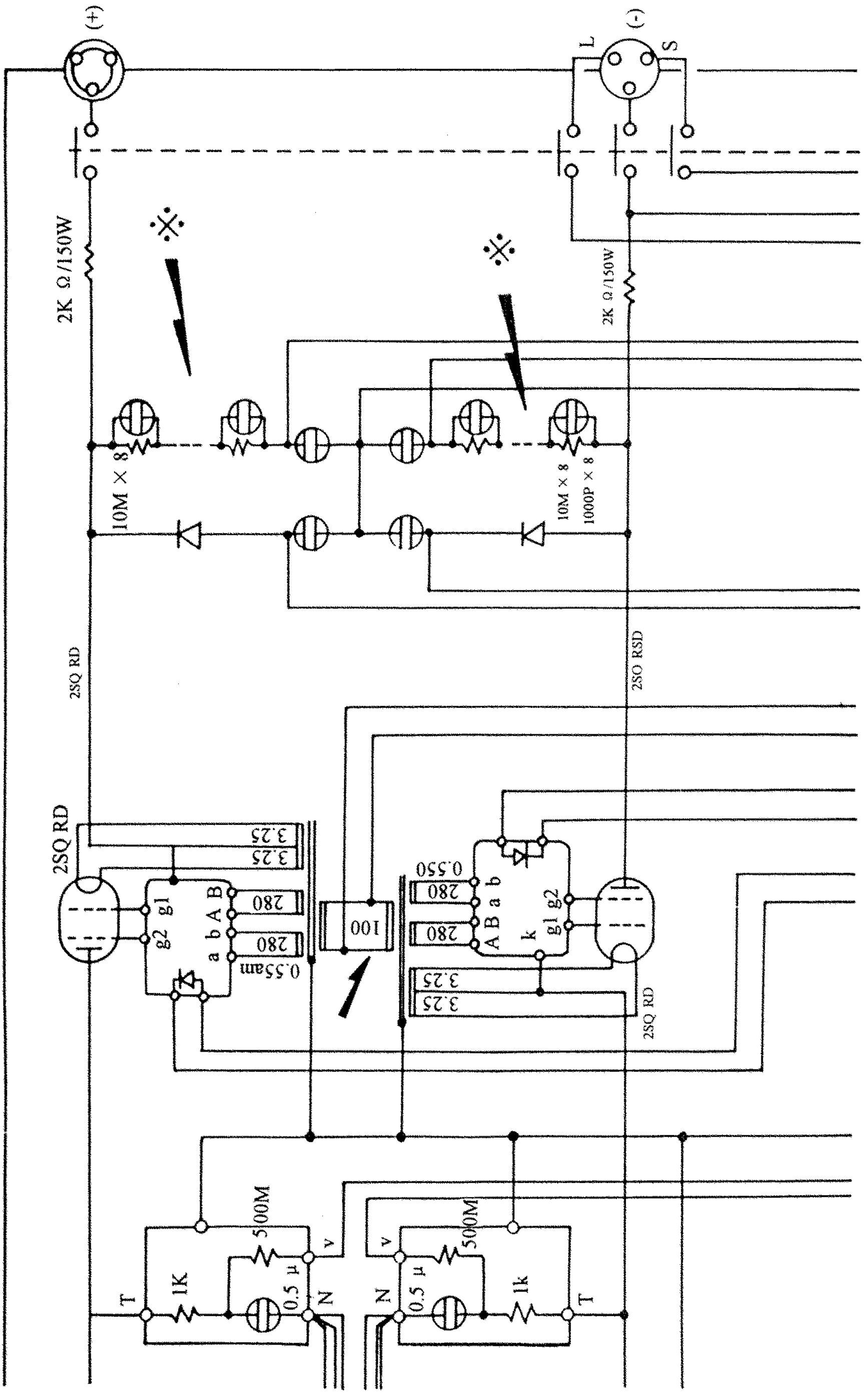


图 6－13　高压发生器电路

（3）用万用表测量“TILT SIG”电压信号，发现异常。

（4）测量机架倾角位置电位器发现焊点脱落，重新焊好该电位器的连线，调整角度和 SCONST 后，机架倾角显示正常，定位扫描恢复工作。

例 19：扫描工作中，将跟踪球向下移动时，但图像上的光标却不移动，向上移动跟踪球、光标随之移动正常。

检测及分析处理：

（1）运行其它需要用到跟踪球的程序（如 ROI、MAG 等），现象同上。（该现象发生于任何程序，根据软件表很有可能是跟踪球和读入电路的故障）。

（2）执行“IVMCCHK”测试：

①运行测试结果正常。

②功能检测（控制台检查）发现，如上所述仅 Y 轴向下方向数据不变。

（3）根据跟踪球信号流程，从控制台控制板上测量跟踪球信号发现仅一 $\overline{Y}$ 信号波形不正常。从而判断跟踪球本身有故障，更换新的跟踪球后，运动正常。

例 20：扫描开始时，屏幕上显示出“DFP ERROR”错误信息，扫描工作不能进行。

检测与分析处理：

（1）运行“DFPCHK”测试程序，错误信息报告如下：

①Running	TEST	OF	DFP……
	PASS		FALL
RAM	0		1
SMEM	0		0

②READ	ERROR	MESSAGE
TIME	OUT !!	WRCMD
TIME	OUT !!	WRCAT

（2）拔出“DFP PCB”，清洁处理后，错误信息照样存在。更换一块新的“DFP PCB”板后，错误信息消失。

例 21：扫描可以正常到位，顺时针扫描正常而反时针旋转时，中止扫描。

检测及分析处理：

（1）按下 ABORT 开关，机架也不返回至 R440°位置。

（2）运用“SCNTEST”程序给出 RO°指令，机架仍无任何动作。

（3）用近控操作盒给出 RO°指令，机架仍不转动。

（4）检测 RO°信号的 I/O 部分，工作正常。用同步示波器测量 M10－14 脚 RO°工作信号为低电平属正常。

（5）检测与机架旋转有关的“OVER RUN”和“DONE/BUSY”信号，发现即使没有达到“OVER RUN”，在返回的信号中总是报告“BUSY”。用同步示波器测量“DONE/BUSY”信号，发现 RMO3－3 脚总是低电平。

（6）检查电机驱动板，发现继电器 K－L 在 R440°位置时关断，但接点却仍处于

闭合。更换同型号的新继电器后，机架转动如常。

例 22：在 1．9 秒档扫描时，压下 START 按钮不能进入扫描工作。

检测及分析处理：

（1）采用其它几种扫描速度，工作正常。

（2）在线情况下，采用“SCNTEST”测试，用近台控制检查时，也发现只有在 1.9 秒扫描无“FWD/REV”旋转。

（3）测试轴位电动机驱动板上$\overline{RO°F}$和$\overline{R440°F}$信号为低电平属正常，此时继电器 K－P 和 K－F 得电工作，但是继电器 K－R 和 K－L 却不动作。

（4）检查上述继电器电路中的有关元件，发现二极管 D_{22} 和 D_{25} 完全呈开路状态。更换此二极管后，1.9s 扫描速度工作正常。

例 23：SCT－2000T 机，在轴位扫描时，当一切准备完毕按下 START 键，此时从扫描架内传出一声巨响（喀哒声），但该层图像却正常。

检测及分析处理：

（1）首先检查巨响来自机架内何处，结果发现由球管内发出，当球管旋转阳极达到 Ready 状态，听到巨响，此时若触摸球管，可感到振动较大。刹车后，旋转阳极立即（30s）停止旋转。

（2）从机架上测量旋转阳极启动信号 X、Y 和 Z，在启动、运转、停止的各电压值无异常。

（3）测量 $\Omega_{XY}=15\Omega$、$\Omega_{ZX}=42\Omega$、$\Omega_{YZ}=55\Omega$，电阻值正常故判断球管阳极损坏，更换新球管后恢复扫描工作。

（4）注意，旋转阳极启动运行时，由于移相电容的关系，V_{XZ}较 V_{XY}低。

$V_{XZ}<V_{XY}$（$V_{XY}\approx 320V$　V_{XZ} 260V）一般情况下，线圈电阻值有如下关系（EIMAC750 000 和 1 500 000H.V.）：

$\Omega_{XY}=15\Omega\pm 2\Omega$　$\Omega_{XZ}=50\Omega\pm 5\Omega$　$\Omega_{YX}=\Omega_{XY}+\Omega_{XZ}$

例 24：扫描结束后，CRT 上显示出大理石纹样图像，当再次压下 START 键扫描时，无 X 线产生。

检测及分析处理：

（1）检查高压控制柜面板上的运行指示灯，发现 HEAT.OK 灯不亮，属异常。

（2）切断电源后立即开启，电流表指针摆到“6.5A”，HEATOVER 电路工作（因为 HEATOVER 电路工作，mA CONT.（B）的开关电路停止工作，导致灯丝电路无电流，故 HEAT.OK 灯不亮）。

（3）在高压发生器上取下 C 和 CL 接线端，接入 100Ω/100W 电阻，再接通电源，工作正常。从而证明问题发生在高压发生器，高压电缆或球管。

（4）从球管上拔出高压电缆（－），在电缆头 C 和 CL 端连接一卤灯，开启电源后工作正常（注意此项测试必须待全部放电结束后进行操作）。至此，确定 X 射线

管故障。更换新 X 射线管后恢复工作。

例 25：扫描工作中，按下 START 键，无 X 射线产生。

检测及分析处理：

(1) 在高压控制柜上进行近控操作，高压系统加温正常。但随着电流值的增加，发现面板上的 ROT 指示灯不亮。

(2) 检查启动单元电路，如图 6－14 所示。

①当 Ready ON 执行时，测量单元电路中的 100RE 和 ORE 之间电压为 100VAC，属正常。

②检测二极管 D_5 有电压输出，继电器 K，得电工作。

③检查 T.ROT（+）和 T.ROT（－）没有导通，故检测继电器 K_2 的线圈没有得电不工作。当检测 K_2 旁边的电阻 R_{13} 时，发现焊点脱落，属虚焊，重新焊接后，开机工作正常。

例 26：当进行扫描时，发现 X 线发生不连续并伴随 CPU 功能异常，无法进行扫描工作。

检测及分析处理：

在高压控制柜上行近控检测：

(1) 首先，设置成小电流训练 X 射线管，X 线发生时，kV BAL 和 mAok 灯灭，且系统立即复位。可观察到高压发生器上（+）端的放电器放电。

(2) 观察 mA 反馈波形，发现有瞬间大波动。

(3) 拔出高压电缆（球管侧），再用小电流训练 X 射线管，故障现象不变。

(4) 交换高压发生器内的四极管和栅板驱动板的（+）和（－）边的位置，开机试验，故障依旧。

(5) 切断高压控制系统电源，检查高压发生器，发现接线端 GT_1 和 CL 处有放电痕迹。

(6) 用兆欧表检测高压发生器中灯丝加热变压器的初级和次级，均为 0Ω。故断定灯丝加热变压器损坏，更换新的变压器后，开机工作正常。

例 27：在轴位扫描期间，X 线产生中止，CRT 上也不显示“DATA AC-QUISITlONOVER”的字样。

检测及分析处理：

(1) 检查高压控制柜面板上各个指示灯，无异常指示，观察脉冲指示值为“068”，非常小。

(2) 因为 CRT 上无“DATA ACQUISIT1ON OVER”提示，故运行“DASCHK”程序检测。

①运用 OTESTA，ADTYPE、ESTESTA 检测均正常。

②运用 XTESTA 检查结果正常。

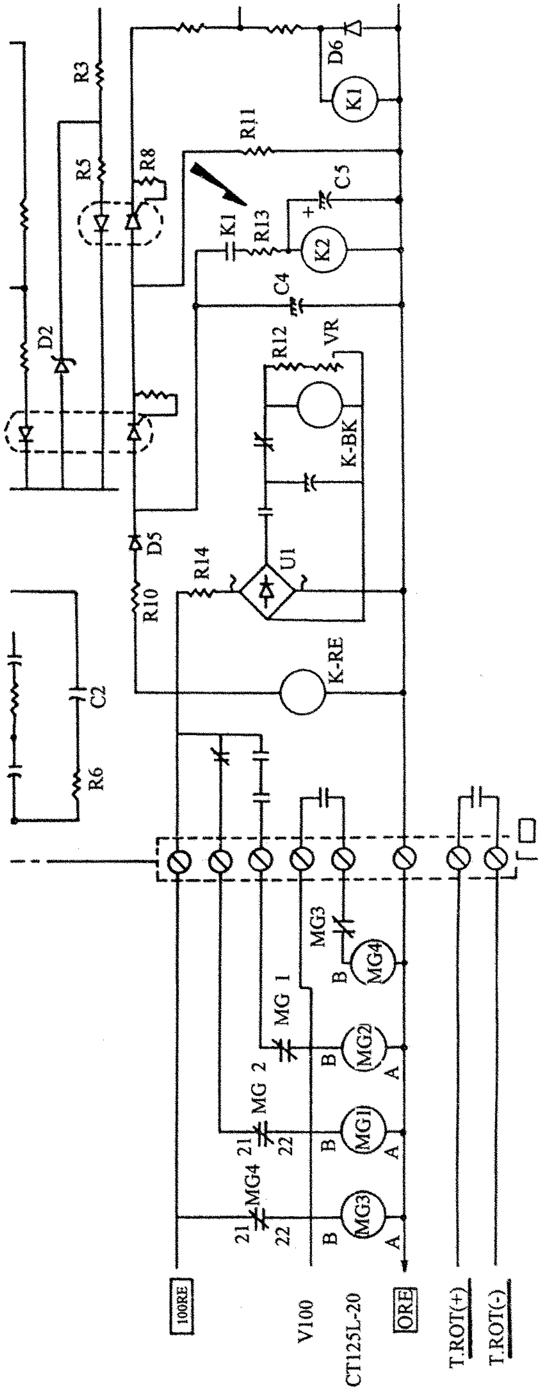


图 6 – 14　**启动单元电路**

⑧**采用** ROTSPD **程序测试，结果也发现不显示**“DATA　ACQUISIT1ON OVER”**提示。**

（3）采用定位扫描（CR）方式，各项提示完全正常。

（4）根据上述现象，对轴位扫描旋转译码器进行检查：

①在近控方式下使机架旋转，同时测量机架后面的终端板上的 CR_3 和 CR_5 接线端的波形，结果正常（是基于 1800 个脉冲/360°旋转速度来计算脉冲周期的）。

②检测 DAS RLY PCB 板上的 M1－6 脚和 M2－7 脚信号都正常。

③检测 DAS CONT.RD PCB 板上的信号（注意应打开机架前盖，从测量点引出线来，以使机架旋转），结果发现在接线端 A－28（ROTP）输出不正常，但 A－31（B－31）和 A－32（B－32）正常。更换 DAS CONT.RD PCB 板后，机器恢复工作。

例 28：扫描工作期间无 X 线产生，但在 CRT 上可显示出大理石纹样的图像。

检测及分析处理：

（1）检查高压控制器上的脉冲记数器指示为“2”脉冲。

（2）当行近台控制在 13ms 方式下产生 X 线时，产生 2～3 个脉冲便复位。

（3）在 300ms 方式下工作进行如下检测：

①mAFB 检测波形有振动现象。

②kV 波形检测，（一）端波幅偏低，－pH 因 kV 反馈低而增加较多，两个（＋）端输出波形都在正常范围，如图 6－15 所示。

③交换栅极驱动板和高压四极管的（＋）、（－）端，故障现象仍停留在（－）端。

④测量高压四极管灯丝变压器次级电压（＋）、（－）边均为 280VAC，属正常规定值。

（4）重点对（－）端的充电电压进行测量记录比较如下：

	CH（＋）	CH（－）
在 Ready 时：	150kV	150kV
产生 X 线时：	150kV	120kV～90kY（由产生 X 线脉冲数决定）

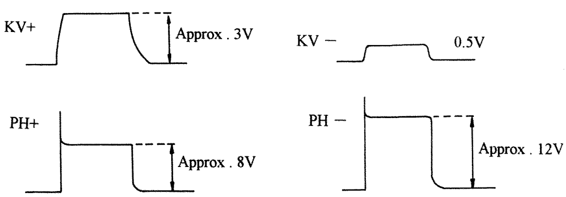


图 6－15 kV、PH 波形图

①更换 kV CONT.PCB 板后，现象照旧。

②从高压发生器里拔出高压电缆（注意应将插座内灌满高压绝缘油，以防高压放电）。采用低条件产生 X 线，（一）端充电电压仍然异常。更换高压发生器后试机扫描正常。

例 29：在扫描工作期间，在 CRT 上显示“Recons－tructing”信息后而死机停止

工作。

检测及分析处理：

（1）发生上述现象时，通过“DXCHK”检查数据传输情况，发现“DAS→IBM603/603”通过正常。但是接着出现以下错误信息：

IBM→FFE　★★★/6

Error Code 377K777K

（2）执行“IBMCHK”和“DEPCHK”程序检测结果正常，但是采用“FFECHK”程序运行时，出现系统死机不工作，而提示光标仍在闪动。

（3）检查各接插电路板、CPU 电源均正常。更换 FFE/PE 电路板后机器恢复工作。

例 30：在扫描工作结束后，CRT 上不出图像，并无法退出扫描程序，按下 ABORT 和 CTRL－A 都不起作用。

检测及分析处理：

（1）CPU 复位之后，启动系统再按下 MODE SET 进行扫描时，系统又死机，此时功能键如上述现象一样不起作用。

（2）当采用定位扫描（CR）时，在 CRT 上显示如下信息："SCN.TB File data error"。当用 PRMT 检查扫描参数时，显示“File data error”信息。

（3）用 RECAL 调用正常原始数据结果正常，运用“DASCHK”程序检查无异常。

（4）测试 ROC 和 CPU（在 D.P.F 软盘中），没有发现错误信息。

（5）由上述（2）中检测提示，说明硬磁盘可能有坏区。当运行“BURST LOAD”至第 7 张软盘时，系统返回提示符处，并报告如下错误信息：

ERROR　ER　CODE＝000030

ACO＝…………

！

（6）运行“DKINIT”程序，在（1）～（5）项检测中键入 1，又出现下列错误信息：

Disk　ERROR—BAD　BLOCK＝034730

＝034731

＝034767

寄存在磁盘驱动单元里的 Bad Block Table 如下：

CYL	Head	BYTE	（LENG）
378	2	01777	（08）
389	6	18824	（06）
193	8	16094	（14）

重新运行“DKINIT”程序时，显示“Time out”错误信息：

Disk ERROR—BAD BLOCK＝034730

= 034731

= 034767

TIME OUT - BAD BLOCK = 03420

（7）如磁盘坏区不太多时，可采取重新格式化后再重新安装扫描软件，可恢复磁盘机的工作；若重新格式化磁盘后，仍不能恢复工作，则必须更换磁盘机。

例 31：当扫描工作开始时，CRT 上显示“ < setting up start…… > ”信息，系统无法正常工作。

检测及分析处理：

（1）当按下 ABORT 键时，CRT 上显示“ Aborted !!”尸系统不返回到 > READY > 提示下，压下 CTRL - A 后可返回 > READY > 方式下。机架也不能从 R0°回到 R130°处。

（2）由于机架停止在 R0°处，通过“ SCNTEST ”程序试图将机架旋转至 R440°处，此时 CRT 上报告出如下“ Busy ”信息：

? 3 ↵

Now Rotating the Scanner !

Busy !

Type 【YES】 tO list Commands。

（3）切断控制台电源后再开机，当机架再次试图旋转到 R440°位时，出现下列信息，再无更多显示。

? 3 ↵

Now Rotating the Scanner !

（4）运用机架近控开关盒也不能使机架旋转到位。

（5）检测 I/O 口，结果发现“ INAl BIT4（OVER RUN）”信号有效，检查机架后的“ OVERRUN ”开关（Ls）闭合，因为机架旋转过头所致。

（6）即使旋转电机刹车力很大，该现象仍然发生，将刹车上的弹簧换新后试机，故障现象也存在。

（7）测量“ LS Armature ”和“ LS Switch ”之间在 R0°和 R440°时的距离，发现在 R0°处的距离很短，仅 1mm，故导致“ OVER RUN ”发生。

（8）重新调整转角检测鼓轮齿轮和机架旋转齿轮的啮合关系，调大 R0°时的距离，调小 R440°的距离，同时，也要调整 R40°和 R130°时位置。试机扫描正常。

例 32：在定位扫描时，发现扫描床和定位扫描获得的图像定位线不一致，然而床位显示值与预置值相符。

检测及分析处理：

（1）用水模检测，发现实际扫描位置和定位图像设置位置偏差大约 20mm。

（2）实测床面移动距离，得到如下结果：

进床方向：床位指示值为500mm，测量值为500mm。

出床方向：床位指示值为500mm，测量值为520mm。

重新运行"SCONST"后，偏差依旧。

(3) 调整移动床电动机的传送链条和皮带、减速齿轮和床位编码器，效果不明显。

(4) 根据上述检测分析，更换位置检测编码器后床移动正常。

例33：任何时候系统都不响应键盘的输入，在屏幕上一直显示">READY<"。

检测及分析处理：

(1) 在CPU面板上压下RESET开关，系统不返回提示符，仅显示">READY<"，而RUN灯熄灭。

(2) 关闭电源再接通电源，系统启动，在显示出"PLEASE WAIT FOR DISKREADY!"之后，光标显示于屏幕左上部后不再往下执行。

(3) 测量CPU部分和各组控制电源，结果正常，各电缆连接处也无异常。

(4) 在20号槽沟中，仅检测CPU板，也无任何字符显示。

(5) 当执行"On line testing only in the console control"时，工作正常。故判断CPU板有问题，更换一块、CPU板后，屏幕提示符出现，接受信息正常。

第五节　西门子SOMATOM各型CT机故障维修

例1：DR3型CT机扫描机架旋转电机故障

故障现象：在扫描时报告错误信息为：CN0062，运行RESET后无法复位。观察G4037电源控制柜，发现+24直流指示灯熄灭。

故障分析和检查：

(1) 检测G4037+24V电源仅+8V输出，调整Umax电位器不起作用，仍只有+8V输出。取下+24V电源进行测试，电源工作正常，说明该故障不是电源本身造成的。

(2) 仔细查找+24V电源的外围电路及有关连接线，发现在+24V送往Gantry旋转电机制动部分的×103（1）端接点处与外壳短路。

(3) 拆开电机至制动部分查找短路原因，结果发现制动部分两根引线中有一根引线（+24V）表皮被磨损，裸露部分与电机外壳接触，导致+24V对地短路，从而使+24V电源不能正常工作。

故障处理：用绝缘胶布将磨损裸露的导线包扎，重新装好电机，在Service状态下旋转，Gantry，+24V指示灯亮，机器工作正常。

例2：DR3型CT机扫描机架旋转电机故障

故障现象：在扫描时报告错误信息为：CN0004：Time－out（Gantry）。故障初期在 Service 状态下手控旋转 Grntry 一周，做 RESET 后可以继续扫描，但后来故障频繁出现在 Gamtry 逆时针（CCW）旋转扫描出图像后，下一次扫描不能继续进行，并报告 CN0004 错误信息。

故障分析和检查：

（1）在 Service 状态下，用手控 Gantry 旋转，发现 Gantry 逆时针方向旋转时，经过开关 S10（Rotary Switchl）后，在开关 S_3（Rotary Limit Switch CW）处本应准确地立即刹车停住，但在故障出现时却不能停在开关 S_3 处，而是沿原方向下滑一段距离后再停住，导致下一次扫描时，Gantry 找不到起始位置，即报告 CN0004：Timeout（Gantry）错误信息。

（2）将开关 S_3 与开关 S_4 互换后试机，故障现象仍然存在，故排除了开关本身的故障，推断故障与旋转电机刹车制动系统有关。

（3）拆开电机制动部分，未发现有明显故障痕迹。当拆卸制动部分的轴套时，手感轴套与旋转轴间的配合有些松，从而造成刹车制动不灵。

故障处理：更换一个轴套后，重新装配好电机，在 Service 状态下旋转电机，Gantry 在 S_3 开关处可以准确刹车而不下滑，故障排除。

例 3：DRH 型 CT 机扫描机架旋转电机故障

故障现象：开机时，做 RESET 不成功，机架及病人床瞬间断电，错误信息报告为：Time－out（Gantry），机架不能正常旋转。

故障分析和检查：

（1）机架旋转的基本控制过程是：K10 $12D_5$ 板接受计算机信号，并对其进行处理放大，控制机架旋转，而机架下 K1O $12D_1$ 板通过光电转换发出一脉冲至 K1O $12D_3$ 板，经 D_3 板处理后反馈给计算机，从而控制扫描机架按照设定的程序进行旋转工作。据此分析可能是 D_5、D_3、D_1 板故障。

（2）将 D_5 板上的开关 S_1 及 G4037D_2 板上的开关 S_1、S_2 置于 Down 位置，进入 Service 状态，按下 D_5 板上的开关 S_2、S_3，发现 CW 及 CCW 继电器吸合，机架旋转瞬间马上断电，由此分析故障可能出在 D_3 板或 D_1 板上。

（3）拔出 D_3 板上的有关集成电路块 J_1、J_2、J_3、J_4，更换新的集成电路块，试机故障依旧。

（4）拔出 D_1 板检查，发现该板上 T_1（OPB626）光电耦合器被油污复盖，导致信号无法正常传递，在机架旋转瞬间，计算机不能将旋转信号送至 D_5 板上，故瞬间断电，并报告上述故障信息。

故障处理：

对 D_1 板表面进行彻底清洁后，重点对 J_1 进行认真擦拭干净，重新安装后，试

机正常。

例 4：DR3 型 CT 机 PANDOROS 高压系统故障

PANDOROS 高压系统由 4 个基本单元组成：即①高压发生器（High Tension Trans－former：Hl）；②控制单元（Cotrol Unit：H_2）；③连接和监控单元（PANDOROS ConnectionBoard PANDOROS）；④油循环冷却单元（Cooling Unit）。

故障现象：更换球管（非新球管）后进行耐压训练时，当训练到 75kV 时即出现打火现象，PANDOROS D_{75} 板上"SS"灯亮，提示高压打火。

故障分析和检查：

（1）用示波器监视 D_{61} 和 D_{62} 板，用透视曝光条件，D_{61} 和 D_{62} 板上监视不到 kV＋和 kV－信号。

（2）拔掉 H_2 一侧至球管端的电缆，仍监测不到 kV＋和 kV－信号。在 D_{11}、D_{136} 板上用万用表检测无管电流。检测 H_1 下方的 D_{39} 板 U_{H1} 无电压，证明 H_1 高压没有加上。

（3）检查 H_1 左方一排保险丝，发现 U_4 和 U_6（16A）熔断。

故障处理：由于此种 16A 保险丝无备件，用 8A 保险丝两股并联使用。开机后，在 D_{39} 板 U_{H1} 测量为 8V 左右电压，用透视条件监测 D_{61} 和 D_{62} 板 kV＋和 kV－，训练球管时，kV＋、kV－随电压提高而升高，训练至 125kV，扫描正常。

例 5：DR3 型 CT 机高压系统故障

故障现象：扫描图像呈花纹状影像（无 X 线影像），报告故障信息为：CN0115，即高压故障。

故障分析和检查：

（1）手控曝光测试高压系统，预备状态即发现 mA＋、mA－（D_{75} 板）灯亮，提示高压过流保护。

（2）测量 D_{11} 板上球管灯丝预热电流为 0.79A，D_{136} 板球管电流 2.6mA，在允许工作范围内。

（3）用示波器监测 D_{61}、D_{62} 板上 kV＋kV－测试点，结果发现在预热曝光时，kV－即有约 20kV 的电压，正常状态下，此时 H_2 内的控制三极管不应有电压过来，证明 H_2 有问题。

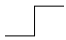
（4）打开 H_2，观看 V_{13} 和 V_{14} 点亮正常，无破裂漏气现象。将 kV＋和 kV－两侧 M_{17} 对调，故障现象换到 kV＋侧，进一步将 M_{17} 上 5 块板 D_{201}、D_{202}、D_{203}、D_{204}、D_{205} 逐一对换，当进行到 D_{203} 板时，故障互换，故判断 D_{203} 板有故障。

故障处理：若有备板，更换 D_{203} 板即可。当时无备板，故对 D_{203} 板仔细进行检查测量，结果发现一处明显虚焊，重新焊好后，工作正常。

例 6：DR3 型 CT 机 PANDOROS 连接与监控部分故障

故障现象：在未曝光时，D_{75}板上的V_{19}灯便点亮。正常情况下是在曝光开始，旋转阳极启动指示灯ZB灯亮后，V_{19}和V_{20}两灯同时亮。

故障分析和检查：

（1）根据原理图X1552－19和X1552－16可知，正常工作时，在MP_2测试点，曝光瞬间有“”跳变。未曝光时，D_{131}B/10脚应为“1”高电平。D_{131}A、B、C、D 4块板相同。

（2）用一块好的D_{131}板依次替换D_{131}A、B、C、D四块板，当换至D_{131}B板时，V_{19}灯不亮，初步断定故障在D_{131}B板上。

（3）经与正常时D_{131}B板对照测试发现，故障出现时，在D_{131}C板23脚上有一个不高不低的电子（约5V）。进一步检查发现D_{131}B/17脚、D_{131}B/14脚的非门不翻转，断定（FZH111）非门损坏。

故障处理：更换FZH111集成块后，V_{19}指示灯不亮，扫描工作正常。

例7：HiQ2型CT机扫描机架旋转电机故障

故障现象：在扫描过程中，逆时针旋转下碰撞限位开关而中止扫描，手推机架离开限位开关后，能继续扫描，但越往后发展，碰撞限位开关越频繁，扫描速度也较正常时变化较大。

故障分析和检查：

（1）用自检指令TIM1－4进行旋转速度检测，结果发现8S、4S扫描速度基本正常，而2.7S、1.3S扫描速度明显与正常相差很大，调节旋转速度电位器，效果不明显。

（2）检测旋转电机的直流电阻，用手推机架旋转时检测，发现电机电阻忽大忽小变化不稳定，怀疑电枢绕组有问题。

（3）进一步检查4个电刷，发现严重磨损变短，导致与电枢接触不良。

故障处理：如有备用电刷，更换四支新电刷即可。若暂无备件，可用国产电刷改制代替，故障即可排除。

例8：CR型CT机扫描机架旋转故障

故障现象：开机进行校准工作时，在OFFSET后报告错误信息：? US0080：Time－out Measurement

CP2021：Stop Return 2

按RESET键，在OFFSET后仍报告上述错误信息。OFFSET无效，机器无法进入正常工作。

故障分析和检查：

（1）退出MSO_4程序，调用ASO_4程序进行TIMS（7s模式）测试；在规定时间内扫描无法完成。提示测量超时等错误信息。

（2）进行TIM4（5s模式）测试，能在规定时间内完成扫描，但显示的扫描波形

的幅值超出正常值很多。

（3）用手控方式（Service 状态下）旋转机架，发现电机转动不平稳，旋转途中似有停滞现象。另外，在电机旋转过程中，发现电机旋转控制器 E_7 上的旋转方向指示灯 M_1、M_2 指示不正常，M_1 亮时，M_2 断续闪烁，M_2 每闪 1 次，扫描机架即伴随发出相应的振动声。改变旋转方向，M_2 亮时，M_1 也断续闪烁，且每闪 1 次则机架发出相应的振动声（而正常工作时，当 M_1 亮时则 M_2 不亮，反之，当 M_2 亮时则 M_1 不亮）。同时电流控制指示灯也不断闪烁（正常时应不亮）。

（4）引起上述故障的原因有：①机械故障；②旋转途中误触发刹车信号；③旋转信号误触发；④旋转控制器 E_7 故障。因 E_7 为专用直流电机控制器，它由 4 块电路板（D/A 转换控制板 A_1、机架旋转控制板 A_2、电源板 A_3、可控硅板 A_4）组成，它接收 D_{18} 板传送来的①ROS0～7 旋转速度控制信号（八位二进制数）；②ROD O/I 旋转方向控制信号（cw/ccW）；③CEN 使能信号；④ROBC 旋转制动控制信号。

（5）认真检查机械传动部分无异常。手控旋转过程中，观察 D_{18} 板上电机制动指示灯工作正常。断开 E_7 上 X_2 插头的 10、11 脚（ROD O/I）之一，使 D_{18} 板上只有一个旋转方向控制信号输入 E_7，手控机架朝一个方向运转，但故障现象依旧，从而断定 E_7 有问题。

（6）检测 E_7 控制器上的 A_3 板各种输入/输出电压正常，A_4 可实现电机正、反转，A_1 板工作无异常，判断 A_2 板有问题。

故障处理：更换 A_2 板后，机架旋转正常，机器恢复工作。

例 9：CR 型 CT 机 ROI 控制板故障

故障现象：扫描、图像显示及存储、照像工作正常，使用 ROI 测量感兴趣区时，光笔一触即呈停滞状态，电阻板状态不能复位，按键提示灯闪烁不止，再进行其它工作无效，整套 ROI 组件失控。

故障分析和检查：

（1）图像监视器上有光点，单层图像静止 ROI 测量仍无效，查 MS04 程序下无错误信息提示。

（2）运行 BS04 诊断程序 BCT、ENA、TES/COM、TES/ROI、TES/CON 时，报告错误信息如下：

IM0203：Error from ROI – Cons01e after reset.

IM0202：Error from Operator Console after Function call.

IM0204：Error fron ROI – Console after function Call.

（3）根据 BS04 有关诊断程序段的提示分析，问题在 COMI 板和 ROI 板上。

故障处理：将 D1 板上的 X6 插头拔去，换上专用短接插头，在 BS04 的 BCT 子程序中，键入 TES/X6，程序顺利通过，排除了 COMI 板的故障，更换 ROI 控制板

后，运行诊断程序呈 END OF A RUN 正常。再由 BCT/POSI 对电阻板光点上下左右四个边缘进行重新调整后，ROI 功能正常。

例 10：CR 型 CT 机反向扫描中止故障

故障现象：单向扫描正常，反向扫描启动后，扫描未结束，则中途停止，报告错误信息为：

Prizection Receive ooxx（每次均不同）

US0080 Measurement Time out.

故障分析和检查：

（1）单向扫描正常，证明 PDP11/84，BSP11、MMCT－2、DAS、DMC、PPU 等系统工作正常，问题可能在 SCU 系统。

（2）运 TS04 诊断程序检查 SCU 系统，其子程序为：@T4、＊DAT（Reset）、＊FUN（启动功能试验、TUB（球管位置）、ROTAT（Y）（旋转功能）、按功能键 12（启动 MACRO 指令），GAN－COU（旋转计数），压下 START 按钮，以每 8 个 AP 角脉冲为 1°对照显示出结果，在旋转起始段（Forward）ROLs15－ROSS11）→加速度（ROLS15－DWS）→数据采集段（DWS－DWS）→减速段（DWS－ROLSl4）工作基本正常，但在 Back Waxd 处没有结果显示，应重点检查。

（3）打开机架，检查机架后盖左上方的 S_{14}、S_9 开关，发现有移位。

故障处理：对 S_{14}、S_9 开关进行重新调整，其方法是：先调两头再调中间即先获得 ROL 与 DWS 之间的近似值，再调 ROL 与 ROSS 之间数据，每调整一次输入一次程序，并作一次记录，逐一进行，直至调准为止。注意正、反向调整互有影响，应相互兼顾。从机器启动到刹车停转时间应在 22～24s 之间，由 E_7 的 R_{45}（粗调）和 R_{46}（细调）来调整速度，CW 调速度加快，CCW 调速度则减慢。

例 11：CR 型 CT 机油温监控电路故障

故障现象：在正常扫描工作中，曝光突然中断，并报告错误信息如下：

CP0091：NO PPU STATUS RECEIVED

CP2112：TUBE COOLING FAILURE

CP2117：WRONG RESET CONTROL SIGNAL

CPl003：FATAL ERROR—CALL SERVICE.

按 RESET 键后，仍提示上述信息，机器不能进入扫描工作。

故障分析和检查：

（1）打开机架门检查 COOLING SET，发现冷却系统风扇正常，DIG4060 油温监控板上 V_9 发光二极管频繁闪烁，表明油路循环正常。

（2）检查左机柜内各板信号指示灯，发现 D_{16} 板 V_{22} 发光二极管处于红灯点亮状态，说明 D1G4060 板所测油温信息未能传送过来，首先怀疑继电器 K_{12} 没有工作。

（3）为进一步确诊，短接 X_2 插头的 5、6 脚，将“油温正常信息”直接送给计

算机，此时，D_{16} 板 V_{22} 发光二极管红灯熄灭，压下 RESET 后则机器可正常曝光工作。确诊故障在 D1G4060 板上。

（4）因 V_9 闪烁，说明经 R_3、C_1、V_4 使 V_1 三极管导通电压已进入 X_3 插头的第四脚，这样经 R_2 电阻来的一路 +24V 电压经过 R_6、V_1 管后，在 a 点形成一低压分压电平，此点的电压低于稳压二极管 V_5 截止电压，使 C 点处于低电平，故三极管 V_2 便处于截止状态。另一路 +24V 电压经并联电阻 R_9、R_{10} 进来后，再经 R_1 在 V_3 管基极产生一高电平（此时 V_2 止），使 V_3 管导通，K_{12} 得电工作。若 X_3 插头第 4 脚无电压进来，V_1 管基板为低电平而截止，则 a 点为 +24V 高电平，V_5 稳压管导通，经 R_7、R_8 电阻分压后，在 C 点形成高电平，从而使 V_2 被经 R_9、R_{10} 来的 +24V 电平导通，b 点随之变成低电平，使 V_3 截止，K_{21} 便不能得电工作。

故障处理：实测 V_3 管基极电压存在，而 K_{12} 不能得电工作，取下 V_3 管检测，发现基极一发射极击穿，V_3 管型号为 BAW59，选用 $BV_{ceo} > 50V$、$I > 500mA$ 的国产三极管 3DG12B 替换后，机器工作正常。

例 12：AR、C 型 CT 机定位床故障

故障现象：开机进入正常工作程序后，机架面板显示灯正常，但在其上操作定位床升降按钮时，床只能上升不能下降。

故障分析和检查：

（1）打开定位床后部盖板，拉出 D_{35} 控制板，将 Service mode PHS Controller S_1 微动开关向右拨到手动位置处，压下 S_8 复位开关，此时压下 S_2 开关，床可上升，压下 S_3 开关，床可下降，并可听到 D_{35} 板上微型继电器 K_2 工作的吸合声，但 D_{36} 板上的下降继电器 K_2 不工作，故定位床升降电机（Vertical Motor）不得电。

（2）由电路分析，D_{36} 板得电工作的必要条件是：①D_{36} 板上升继电器 K_1 互锁接点应闭合；②三个防碰撞的微动开关 S_4、S_5、S_6 应常闭；③下降极限开关 S_7 应常闭。检查结果发现 S_7 处于常开位置，导致定位床只能升不能下降的故障。

故障处理：拆下 S_7 开关检查，发现不锈钢外套被压变形后将 S_7 开关顶开，重新修整好不锈钢外套，再将 S_7 开关装回原位，定位床升降自如。

例 13：AR.C 型 CT 机 X 线管灯丝电路故障

故障现象：正常开机进入操作系统后，Gantry 两边控制盘指示灯不亮，一切功能失灵，重做 RESET 后无效，机器无法进行扫描工作。

故障分析和检查：

（1）在操作台上进入 REPORT 子程序，查出故障信息为：EX0713，该信息的含意是 E 表示错误，X 表示 X 线系统，0713 表明 X 线管灯丝电路有故障。

（2）打开 Gantry 前盖，D_{21} 板为灯丝电源控制板，供给灯丝的电源为 +40V，+70V 为增温电源，在产生 X 线时，灯丝电压由 +40V 预热电压提高到 +70V。该电源

由 D_{24} 板的 W_{214} 上的 AC_1、AC_2 端连接至组合机头 ROTANX 的相应输入端。

（3）在通电情况下，测量 D_{24} 板 AC_1、AC_2 的输出电压为 0V，正常应为 +40V，即表明 ROTANX 内 X 线管灯丝没有供电。检查 D_{21} 板的输出 +40V，+70V 均正常，其下一级即进入 D_{24} 板的灯丝电源输入端，测量 D_{24} 板 +40V 端不正常，+70V 端有电压，晃动一下 D_{21} 板到 D_{24} 的连接电缆插头，两种电源又正常，再晃动一下连接电缆插头又不正常，说明接头处有接触不良现象。

故障处理：拔出 D_{21} 板至 D_{24} 板的电缆插头，仔细检查芯线无折断现象，进一步检查发现插头有一芯线缩进插座内，将插座进行修复后，开机 Gantry 控制盘指示灯正常，恢复扫描工作。

例 14：CR 型 CT 机高压系统故障

故障现象：在正常扫描过程中，经常出现扫描中止，复位后仍不能扫描，并报告故障信息为：CP4003，CP4048。

故障分析和检查：

（1）查故障信息码（CP4003）提示为自耦变压器上的电刷运动速度太慢，不能按预定时间到达指定位置或根本不动。CP4048 提示为触发逻辑错误。

（2）检查自耦变压器上电刷的位置发现不正确，关机后手移炭轮至起始位置，重新开机初始化，仅能进行几次扫描，又出现上述故障。

（3）由电原理图分析可知，CPU 发出的控制信号经功率放大后驱动 24V 直流步进电机 Am401 带动自耦变压器电刷来回滑动。当 $\overline{FORW}$ 低电平时，光电耦合器 iI 导通，此时 V_5 截止，电流经 V_3 从 A→B 流过电机经 V_6 形成通路，电刷向前滑动；当 $\overline{BACKW}$ 低电平时，光电耦合器 iI 导通，则 V_6 截止，电流经 V_4 从 B→A 流过电机经 V_5 形成通路，电刷向后滑动。经检测控制逻辑电路工作正常，判断故障在直流步进电机本身。

故障处理：检测电机转子线圈发现时通时断，打开电机检查发现炭刷严重磨损变短，弹簧压力已不够，造成接触不良，使电机负载时转速太慢或不转，使自耦变压器电刷停留在错误位置而发生故障，更换新炭刷后，故障排除。

例 15：AR.C 型 CT 机 COLLIMATOR 故障

故障现象：在对 X 线管预热与校准的过程中，该程序不能继续执行，经多次 RESET 失败，SYSTEM REPOT 提示 EX0708 错误信息。

故障分析和检查：

（1）由 EX0708 错误信息分析，该故障来自机架内 X 线管侧，JCOLLIMATOR CONTROL 电路。

（2）由该机原理图分析，该机仅在 X 线管侧有 COLLIMATOR，在检测器侧没有设置。其层厚控制是经影像控制系统（ICS）将所选层厚信息送到 X 线功能控制系统（XRS），由 D_{27} 板 I/O 电路控制 X 线管侧 COLLIMATOR 控制电路 D_{25} 板工作，以达

到调节所需层厚之目的。X 线管侧 COLLIMATOR 设有 4 个微动开关，其不同的组合状态送给 XRS，用以控制 COLLIMA－TOR 驱动电机的工作，其不同的组合工作状态如下所示："1"＝ON、"0"＝OFF

层厚（mm）	S_1	S_2	S_3	S_4
2	1	1	0	0
3	1	1	1	0
5	1	0	0	0
10	1	1	1	1

（3）根据上述工作原理分析，首先开启机架前盖，观察 D_{27} 板上 COLLIMATOR 指示灯的工作状态，该板上指示灯和 4 个微动开关的对应关系是：$V_9 \rightarrow S_1$、$V_{10} \rightarrow S_2$、$V_{11} = S_3$、$V_{12} \rightarrow S_4$。若选用 2mm 层厚时，V_9、V_{10} 指示灯应亮，V_{11} V_{12} 应灭，此时无论选用哪一种层厚，而 4 个指示灯均点亮，检查 4 个微动开关工作正常，用新的 D_{27} I/O 板替换后，反馈信号 4 个指示灯正常，但 COL－LIMATOR 驱动电机仍不工作，判断 D_{25} COLLIMATOR 驱动电路板有故障。

故障处理：

（1）由电原理图查出，COLLIMATOR 有 SPEED 0、SPEED 1 和 RUN 3 个控制信号，均来自 D_{27} 板。其工作状态如表 6－2。

表 6－2　　控制信号工作状态

	SPEED 0	SPEED 1	RUN
调　节	0	0	5V
低　速	1	0	未用
正常速度	0	1	16V
没有运转	1	1	OV

（2）测量 D_{25} 板供给 COLLIMATOR 驱动电机的电压，任何状态下均无输出，经检查为 D_{25} 板上的驱动集成电路块损坏，更换新 D_{25} 板，用校准程序 PSDoffset adj 进行调整后，恢复正常工作。

例 16：AR.C 型 CT 机电源分配箱故障

故障现象：在正常扫描病人时，Gantry 突然停止旋转，同时可听到较大的马达刹车声，计算机提示 RESET。按常规执行 RESET 程序无效，须调用 SYSTEM－RUN 程序中的 Startup－warmup，执行 go 后，使 Gantry 旋转，再取消 Warmup 指令，这样做相当于将 Ganty 从静止态送入旋转工作状态，并需重新输入病人有关参数。

故障分析和检查：

（1）查故障报告中提示为 EM0102 错误，此错误是由主控制板（Master Bd）发出

的，其原因有：①病人床位置不正确；②接触不良；③软件处理错误；④电源电压波动等。

（2）首先检查病人床控制板各组电压及有关参数，并进行运动试验正常。

（3）检查 Gantry 中 7 组相关接触器的工作状态，其中 6 组工作正常，发现 K_5 工作异常，该接触器在进入正常扫描模式时应得电吸合工作，而此时仅抖动一下便断开，查 K_5 的受控电路为旋转控制板（ROT），更换 ROT 板后，现象依旧，证明 ROT 板工作正常。

（4）检查 ROT 板的受控电路是主控制板（Master），测量 Master 板各参数正常，而 Master 板又受控于电源分配箱的控制。

（5）检查电源分配箱各保险丝工作正常，但发现从稳压电源至电源分配箱接线柱处有烧焦的部分，经分析为接线柱螺丝松动导致接触不良而产生弧光放电。

故障处理：更换新的接线柱，彻底清洁接线后，重新拧紧接线夹，试机工作正常。

例 17：AR.C 型 CT 机 ROTANX 故障

故障现象：在扫描过程中曝光中止，同时可听到从机架内传来旋转部分停止运动的较大刹车声，RESET 指示灯熄灭，查 SYSTEM REPORT 提示 EX0702 错误信息，扫描工作无法进行。

故障分析和检查：

（1）开启机架前盖，察看曝光记录表近 13 万次。在 Master 板上插入 Service key 后，在操作台上进入 Service 功能区，Service/Maintenance/Tube History 查出球管有严重打火现象。

（2）在曝光方式下，用示波器检查 I/O 板（D_{27}）的 HT – Drop 测试点 KVUVP 异常，进而判断球管损坏，需更换组合机头式 ROTANX 系统。

故障处理：

（1）机械安装；

①由于 ROTANX 组合机头很重，需利用扫描床作为升降机使用。首先将机架上的 ROTANX 旋转至 6 点钟位置，由于 CT 机处于断电情况下，应从电源分配箱内 X_1 – PHS、X_{7a} – PHS 两点引出电源供给扫描床工作，可通过一个开关来控制床的升降。

②在拆下旧 ROTANX 前，应取掉机架上的漏斗型盖子，首先将 AP 脉冲光电转换器 Ll – BA 拆下来，并且脱离接插件，取掉 X301、X302、X305、及 D_{25} 板上的 X218 插头拆下 COLLI – MATOR BOX，拔出 ROTANX 上的 X263、X264、X217、X252 – 1、X252 – 2、X243 电缆及地线。

⑧取掉固定 ROTANX 的四个螺栓前，将扫描床面伸出，固定好钢丝绳，吊起 ROTANX 脱离原位。然后，用同样方式更换上新的 ROTANX，4 个固定螺栓的紧固力为 65Nm（牛顿），COLLIMATOR BOX 的两个固定螺栓的紧固力为 50Nm。所有电缆插

头对号入原位，并用专用工具调整好 LIBA，拆去起重工具。

（2）软件校准调试：

①进入 Service/Adjust/Getfering 程序开始训练 X 线管，技术条件为：80kV/50mA/5s，110kV/50mA/3s、130kV/70mA/3s 三种，曝光数 10 次而结束。

②进入 Service/Adjust/PSD offset 程序，调整 DAS 中的位置敏感元件 PSD。然后将万用表接入 D_7 板上的 X102OV 和 X102DIFF 上，调整电位器 $R_7$3，使电压为 0mVDC。

③在 X 线曝光区安置一根偏中心的直经为 100mm 的铝杆，然后再进入 Service/Aijust/Detector Alignment 程序，进行曝光，如曝光不成功则有 XR0706、ED0718 错误信息提示，说明 LIBA 的位置需仔细调整。如曝光成功，屏幕上会出现曝光后的图像，即可退出程序，继续进行下一步调整。

④拆下 COLLIMATOR 外罩，松开上面 2 个固定螺栓，在两个未用插孔内插入两个专用千分表，并调准零位后，再进入 Service/Adjust/TOP – BOTTOM/Z – Adjustment TOP – BOTTOM 程序运行，此时在屏幕上报告出左、右螺栓应前后调整的数据及误差范围，允许误差范围为 DifferencesLMR ± 8 以内。达到标准后，固定 COLLIMATOR 两个螺栓，应再测试一遍，然后退出程序。

⑤进入 Service/Adjust/Voltage 110kV 水模校正程序；Service/Adjust/TXX/Tables 表格修正程序。

⑥进入 Service/Table Generation/Difference Calibration/Diffcal 空气校正程序。

⑦进入 Service/Table Generation/Beam Centering 水模校正程序。

⑧进入 Service/Table Generation/Beam Hardening 水模校正程序。

⑨进入 Service/Table Generation/Scaling 表格校正程序。

上述所进行的空气和水模校准，X 线管温度在 900 ~ 1100kelvin 之间变化，全部校正完毕后，应将所有校正表格数据写入磁带或磁盘保存，其方式是：进入 Service/Maintenance/Ad – just SAVE 程序，在提示中键入 YES 后即可完成，并将转录的磁带或磁盘标明时间、内容后存档。一旦表格数据丢失，即可重新拷入系统使用。

例 18：AR.C 型 CT 机 Inverter 故障

故障现象：在扫描病人过程中，突然曝光中止，查错误信息报告为 EX071a，并提示 PressReset and Try Ajain，按 Reset 键后无效，关机后重新启动，进入球管预热程序，对球管进行加热训练，提示加热和校准两项均失败，无法进入正常扫描工作。

故障分析和检查：根据错误信息报告 EX071a 分析，故障发生在高压系统，突然曝光中止的原因来自高压逆变器（Inverter）有过电流发生。在正常工作情况下，Inverter 的工作电流为‘ 100App。发生此故障时，Inverter 检测到电流大于 160A，即在一个触发周期内为 320App 的大电流。而导致该故障的主要因素有：① Inverter（D_{22}）本身有问题；②输入/输出控制板（I/O 板 D_{27}）有故障；③ROTANX 有故障；④Tank 板（D_{28}）有问题。由引起 Inverter 故障的 4 个有关因素，应逐步进行检查和

测量，其方法步骤如下：

（1）在正常开机状态下，在 D_{28} 板上测量 MAPOS、MANEG、HTPOS、HTNEG 之间的电压，如果 MAPOS 和 MANEG 或 HTPOS 和 HTNEG 之间的电压不是 -0.2V 和 +0.2V，说明 D_{28} 板有故障应予以更换。若在 D_{27} 板上测量上述成对信号不是 -0.2V 和 +0.2V，则证明 D_{27} 板有问题应更换，测量结果均在正常范围之内。

（2）直接测量 Inverter 的输出波形是否正常。若测量 Inverter 的大体波形基本正常，但可测量到大于 160A 的尖脉冲，说明球管内有严重的高压打火现象发生，此时应首先考虑更换 ROTANX 组件，

（3）在 Inverter（D_{22}）和 ROTANX 之间的 W216 电缆上用钳表直接测 Inverter 的电流值，视其是否超过正常值。

（4）对电流脉冲进行测量，若仅存在 POS 或 NEG 电流脉冲，其中一边丢失。应在 CHI 和 CH2 测试点上进行测量，检查输送到 Inverter 上的开关信号是否存在，如果开关信号丢失，则应检查 Inverter 和 I/O 板之间的 X236、X237 电缆是否接触良好或有否断裂处，若电缆无任何问题，则应更换 D_{27} 板。

（5）在进行动态测量完毕后，再进行静态测量 INV+ 和 AC_1 或 INV- 和 AC_1 之间的电阻值，此电阻值应大于 0.5MΩ，如果所测得的值小于 100Ω，证明 Inverter 有故障应更换新件。

在进行上述检测中，当进行到第 5 步时，实测得 INV+ 至 ACL 为 0.35Ω，INV- 至 ACl 为 522Ω，反复测量均如此，至此，已完全可以判断，Inverter 组件有故障，需更换新件。

故障处理：经更换一套新的 Inverter 组件后，试机扫描正常。

第六节　GE8800 型 CT 机故障维修

例 1：Gantry 驱动系统故障

故障现象：①Gantry 旋转速度太慢，正常速度为 7s/周（快速）和 11s/周（慢速）；②当 Gantry 旋转几圈后，用手摸电动机，有微热感；③数据收集不全。

故障分析和检查：由 Gantry 轴向驱动原理可知，从计算机→控制电路→功率放大电路→直流电动机→Gantry，一般情况下，首先考虑电子线路部分的故障，然后再考虑机械、电动机等不易损坏的部件。

（1）检测测速电机的输出电压，随转速增加而增加。

（2）检查功率放大电路的输入，测量 TS_{17} 的 4，6（地）接线端，在慢速旋转时为 13V 左右。

（3）检查功率放大电路的输出，测量 TS_{17} 的 2，5（地）；7、5（地）接线端，在无信号输入时，此电压分别为 32V 左右；测量 TS_{17} 的 2，7 之间的电压应为 0V。当有信号输入时 2、7 两端电压不平衡，随旋转方向的改变，其电压极性也随之改变。

（4）检测直流电动机，重点是测量其流向电动机电枢的电流。可通过测量继电器 K_9 上的串联电阻 R_4（0.01N）上的电压，正常值为：①慢速旋转时 ≤0.2V（20A）；②快速旋转时 ≤0.3V（30A），如果测得电流太大，说明电枢有短路存在，电流稍大一些，但电机外表不发热，也可正常工作，但应随时注意，否则持续大电流会损坏功率放大器管。本例即为持续大电流，引起大功率三极管 2N3236 击穿损坏。

故障处理：

（1）若因大电流是由于电枢短路所引起，则必须由专业电机厂重新绕制电枢、浸漆。需注意与其同轴相联的测速电机，操作时最好取下来，最后再安装。另外因电枢短路必定引起磁体退磁，故必须对磁体进行重新充磁处理，最后空载加电测转速，正常值为：①加 11.3V 电压时为 692r/min；②加 22.6V 电压时为 1385r/min。

（2）因该输出电路是由 40 只大功率三极管 2N3236 组成一个电桥，电桥的每一个臂由 10 只三极管并联，通常情况下，仅某一臂中某些大功率三极管损坏，更换下如无同型号三极管时，可用代用品，一般参数为：$V_{BC} \geq 100V$，$1 \geq 15A$，$P \geq 150W$。如 2N3055 即可。

例 2：数据收集系统故障

故障现象：在进行扫描过程中，曝光突然中止，荧光屏上报告故障信息如下：

★ZERO DATA ERROR★

RDATA ABCOD = 60 VIEW = 447 CHANEC# = 476

DATA = 000 000K……。

故障分析和检查：根据故障信息可知为 DAS 中第 476 号通道工作不正常，将位于 DAS 箱内的第 476 号通道板的第 35 号板与 34 号板对调位置，开机试验，故障信息中报告第 460 号通道故障，因此可确定原第 476 号通道损坏。

故障处理：

（1）在无备件的情况下，可进行应急修理，即将有故障的 476 号通道的第 35 号板取下，在该板上找到一排 16 只 51Ω 电阻，从下向上数到第 12 只电阻即是第 476 号通道，将其从板上取下来，而将邻近的两个通道即第 11 只电阻与 13 只电阻的输出端各并一只 100Ω 电阻，再将两只 100Ω 电阻的另一端并联后接在原第 12 只电阻的输出位置上即可。开机后重作一次校准文件即可恢复工作。

（2）上面仅举一个实例，若其它通道有问题，也可仿效上方法，结合 DAS 原理图进行应急处理。

（3）注意，拔插 DAS 通道板时，应注意切断 DAS 电源。由于应急修理时，采取

了并联通道法，改变了原通道参数，故原来所作的校准文件将使扫描图像出现伪影，需重新再做一次校准文件，伪影即可消除，恢复正常工作。

例 3：扫描机架位置电位器故障

故障现象：在扫描过程中，A/N 屏上报告故障信息为：Timeout on Gantry Rest Check. 机架在逆时针方向旋转到 240°位置时，在该处来回振荡，扫描工作无法继续进行。

故障分析和检查：

（1）根据故障提示，首先检查机架驱动系统，检查电动机伺服驱动部分，测量 TS17 第 4 端的电压在 0～3.6VDC 之间跳变，证明机架电动机伺服驱动部分无故障。

（2）机架电动机伺服控制信号是由位置/速度板（POSITION/SPEEDREF）所提供的，位置设置命令与位置电位器取得的参考电压值进行比较后决定其工作状态，测量位置状态取样参考电压在 0～10VDC 之间跳变，因而可初步判断故障发生在位置电位器上。

（3）切断电源，取下该位置电位器的有关接线，手推机架旋转，监测该电位器的阻值变化，在机架发生振荡的位置处，该电位器的阻值发生跳变，说明该电位器此处有接触不良或损坏。

故障处理：

（1）更换该位置电位器。由于进口原装电位器难以找到，可用国产多圈电位器（10KΩ20 圈）替代，但因国产电位器轴柄略粗，不能插入相联的齿轮中去，故必须小心地车细后方能使用。

（2）在取下电位器时，应记录其在此位置处的阻值，电位器阻值变化方向与机架旋转方向的关系，而后依照同样的情况，将新电位器安装上去，然后手推机架旋转一周，观察机架旋转到极限位置时，电位器是否还有多余的圈数。

（3）注意，国产多圈电位器内部阻丝的绕向和原件相反，故接入电路时应将 CW 和 CCW 的连线对调。

例 4：机架测速系统故障

故障现象：开机后，机架往一个方向快速、不停地旋转，直至撞击位置保护开关而使 K_6 继电器工作为止。

故障分析和检查：

（1）检测机架旋转电动机同伺服驱动板的控制信号始终是 18.96VDC，而正常时应为起步时是 18.96VDC，运行时慢速为 3.75VDC，快速时为 7.5VDC。

（2）检测扫描板 SCANNER（J）上，马达测速信号始终为 OVDC。判定为马达测速信号断路，而致扫描控制电路上的场效应管失去作用，始终输出驱动马达起步时的高电压，从而使马达一直以快的起步速度旋转。进一步检查后发现，马达测速部分接线松脱，致使马达测速信号断路。

故障处理：重新固定好马达测速部分接线后机架工作正常。

例 5：“Low Speed Rotor Control”板故障

故障现象：扫描中不产生 X 线，故障显示为“Rotorerror”。

故障分析和检查：

（1）采用手动方式试验，曝光条件为 110kV，40mA，按下 Rortor 键，X – Ray 控制柜中继电器只响一次，此时也未听见旋转阳极启动声，说明阳极未准备，故对 SARC 控制部分进行检测。

（2）SARC 正常运转时，当 ROotor“O”的电平信号送至微处理器 8048 时，$\overline{\text{Lo SPDP ILOT}}$ 有效，继电器 K_{23} 得电工作 → K_1、K_3 得电，50msec 延时，$\overline{\text{LO SPD ACCEL}}$有效，$A_2A_4$KT 上电工作，经 0.85sec 延时，继电器 KT 释放，EXP INT 有效，Rotor 开始旋转一继电器 K_{209} 上电，当 Rotor“O”为低电平信号时，$\overline{\text{LO SPD PILOT}}$变高→$K_1$、$K_3$ 释放→K_{209} 掉电释放，经 50msec 延时→K_2 上电工作→50msec 延时→KT 上电，2sec 时，KT 失电→K_2 失电→刹车工作结束。在上述工作过程中，A_4A_1 板上的 LED 指示灯点亮顺序为：LOSPD PILOT 亮→LOSPD ACCEL 亮→LO SPD ACCEL 灭→EXP INTLK 亮→BRACK 亮→LO SPD ACCEL 亮→全部熄灭。

（3）根据上述工作原理，打开 SARC 柜，将 A_4A_1 板上的左 1 开关切换至 Rotor Start 处，可见 K_1、K_2 工作，但 Rotor 未启动，而指示正常。将开关设置为高速时，Rotor 工作正常，说明信号处理器无异常，故障局限在低速控制部分。

（4）当开关位于 Rotor Start 处时，即是 Rotor“O”为高电平，此时 K_1、K_2、KT 应得电工作，A_2A_4 板的 3 与 5 端应导通，Rotor 应加速启动，即 29 与 30 端、6 与 7 端应有加速电流产生，Q_{42}和 Q_{51}应处于截止状态，K_{43}应失电，A_1 的 26 端电平为 0，$\overline{\text{Rotor on}}$信号被送回微处理器。但当用万用表检测 A_1 的 26 端时为 1.5VDC，说明 K_{43} 没有失电，而检测 A_1 的 29 与 30 端，6 与 7 端却无交变电流产生，A_1A_4 板上（LOW Speed Rotor Contr01）的 3 与 5 没有导通。在 KT 闭合状态下，测量 CR_8 的触发电平有 ±2VDC 跳变，测量 CR_8 的阳、阴极端不导通、证明已断路损坏。

故障处理：CR_8 可控硅的型号为 SC146M，若无同规格的型号，可用 Y1006D 代替。

例 6：24V 直流电源故障

故障现象：不产生 X 线，故障显示为“Rotorerror”。

故障分析和检查：

（1）打开 SARC 柜，将 A_4A_1 板上的左 1 天关拨至 Rotor Start 处，观察 Rotor 不动作，继电器 K_1、K_3 无动作，LED 指示无异常，故对其外围控制电路进行检查。

（2）在低速位置上，拨动 Reset 开关，发现 A_sK_4 始终末工作，由电路图分析 SARC 上电时，SOLED 亮，K_{204}应吸合，120VAC 加在 K_4 的工作线圈上，K_4 得电工作。而此时 K_{204}始终不吸合，检测发现 24VDC 丢失。

（3）结合 Power Supply and Rotation Protection 电路，由于没有 24VDC，选择 Rotor Start 时，K_{23}不吸合，引起 K_1、K_3 不吸合，Rotor 不启动。根据电路图逐级查找，发现 VR_{17}、CR_{14}各端均无电压，查找变压器 T_2 初级，无输入电压，进一步检查发现 TS4－10 插头严重氧化，导致 117VAC 不能送到了 2 的初级。

故障处理：将 TS4－10 插头打磨干净，更换一个新插座，通电试验，一切正常。

例 7：FILTER APERTURE 故障

故障现象：当进行头部扫描时，报告 FILTER TIME OUT 错误信息，使头部扫描无法进行。但进行胸、腹部扫描时，工作正常。

故障分析和检查：

（1）用 TABTEST 检测，“HEAD”指令不执行，而 FILTERMOTOR 总是从“BODY”一直运行到“AIR”处，或从“AIR”直接到达“BODY”位置，中间经过“HEAD”处时不停止。

（2）根据上述试验，首先假设起始位在“BODY”位置上，发出“HEAD”指令后，“HEAD”应为高电平，“AT AIR”、“AIR”、“AT HEAD”均为低电平。同时“AT BODY”为高电平，“BODY”为低电平。经分析床下“Monitor Bd”电路图可知，TP6 应为低电平，即$\overline{\text{RUN FIL TER CCW}}$为低电平，此时，“$\overline{\text{RUN FIL TER CW}}$”为高电平，使得“FIL TERMOTOR”向 CCW 方向工作，当经过“HEAD”位置时，使得“AT HEAD”为高电平，即$\overline{\text{RUN FIL TER CCW}}$为高电平，这时，$\overline{\text{RUN FIL TER CW}}$同时保持为高电平，致使“FIL TERMOTOR”停止“HEAD”位置上。

（3）根据上述分析，首先测量“HEAD”信号，即发出“HEAD”指令后是否为高电平；再测量 TR_6、TP_7 两点，当发出指令时，“FIL TER MOTOR”是有工作信号；其次测量“AT HEAD”信号，并观察“FIL TER MOTOR”工作到“HEAD”位置时，有无反馈信号。经实测此时无反馈信号，使“FIL TER MOTOR”经过“HEAD”位置时不能停下来。

（4）检查 J_{13}板上的反馈驱动信号（+24DC）转换为 TTL 电平（+5VDC）的集成电路块 U_{86}有问题。

故障处理：取下有问题的 U86 集成电路块，更换同型号的集成电路块后，机器恢复正常工作。

例 8：监示器亮度故障

故障现象：在机器运行过程中，监视器的亮度突然变暗，用亮度、对比度的电位器进行调节，当调到最大值时，整个荧光屏仍非常暗淡，无法正常显示图像。

故障分析和检查：从故障现象可知，视频通道工作正常，可初步判断为黑电平调节部分发生变化，对其重新调节，无任何好转；调节加速极电平，无任何变化。测量 CR_{14}负极电压为 600VDC。静态测量 CRT Interface 板上的加速极回路时，发现该回路中的放电电容 C_2 对地击穿短路，导致显像加速极电压为 0V，因此，当调节加

速极电压或黑电平时，荧光屏上的图像仍然很暗淡。

故障处理；一般情况下，更换一只同规格的电容器后，机器即恢复正常。若暂时购不到合适的电容器，也可将此电容器从原电路板上拆除，重新调整黑电平后，也能恢复监视器正常工作。

例 9：X 线管故障

故障现象：在扫描过程中突然自行中止扫描，X 线控制柜内的“Technique Overload”指示灯亮，扫描工作不能继续。

故障分析和检查：

（1）按“OL/RESET”键，使“Technique Overload”指示灯熄灭后，试扫描未听到第二轮继电器吸合，检查继电器 $49K_{20}$ 和 $2K_2$ 均已得电工作，但继电器 $49K_3$ 没有工作，怀疑 SARC 控制柜内的 Interlock 继电器没有工作所致。

（2）打开 SARC 控制柜，发现 F5 保险丝熔断，更换后采用手控曝光试验，第二轮继电器得电工作，但不能保持。检查 SARC 柜内其它各继电器工作正常。

（3）测量 TS_3-H_7 与 TS_3-H_9（定子绕组主线圈抽头）之间的加速及运行电压均基本正常。测量 TS_3-H_8 与 TS_3-H_9（定子绕组付线圈抽头）之间的加速及运行电压分别为 7.4VAC 和 1.8VAC，较正常值（85VAC 和 40VAC）明显降低。

（4）进一步测量定子绕组付线圈的直流电阻和工作电流，分别较正常值明显减小和显著增大。用听诊器在管套上可听到较大的交流噪声，而听不到旋转阳极的加速、运转声，故判断为定子绕组副线圈短路。

故障处理：通常情况下，应更换一只新的 X 线管。但若在没有备用 X 线管的情况下，也可将旧 X 线管上的定子绕组取下来换上，给 X 线管套按常规行加油排气处理后，故障即可排除。

例 10：S140 计算机故障

故障现象：在扫描病人过程中，供电电源突然中断，有电后再开机时，磁盘 Ready 灯亮，S140 Power ON 后，荧光屏上出现“OK”和“!”，但键入 100027L 时，磁盘 Ready 灯闪一下后熄灭，荧光屏上无任何信息，重复几次均如此，系统不能启动运行。

故障分析和检查：

（1）通常情况下，系统不能启动，首先应考虑计算机和磁盘机系统（包括软件）的故障，特别是在扫描过程中突然停电的情况下，往往可能损坏软件而使系统不能正常启动。打开磁带机，用系统诊断带（DTOS Tape）运行 S140 计算机诊断程序（ACCEPT），全部顺利通过，可认为计算机系统工作正常，故障重点疑为磁盘机系统。

（2）检查磁盘机各工作电压（+5V、±12V）正常，启动时观察各指示灯正常，检查各接口板未发现异常，彻底清洁磁盘机系统后键入 100027L，故障依旧，此时

重点怀疑软件有故障。

（3）装上软件带（load Fron Cold），从 MT02 开始试装软件，先键入 F 后回车，再键入 DZO 时，“笛”一声鸣叫后，磁盘 Ready 灯灭，S140“死板”。重复上述操作仍如此。从 MT04 或 MT05 开始，当键入 DZO 后亦如此，无法安装软件，故障重点疑为磁盘机接口板。

（4）用磁盘诊断带（SP DIAG Tape）先做格式化（Format），报告出：DIA STATUS = 100 000，Control Full Timeout，Bad Sector，Data Error，Address，Error 等一系列错误信息。再运行诊断程序（DIAG），报告出：Cantrol Full – Bo timeout，Probable Failure – 1. Disk Controller，最后做可靠（REL1）测试时，报告出：Testing UNITO 后，再无反应。至此，一般可认为磁盘机的接口板有故障。为进一步明确故障所在，用磁盘机的最小系统来做如上诊断，故障不变。可确认为磁盘机接口板为故障重点所在。

（5）为进一步排除其它可能的影响，又用系统诊断带（DTOS）诊断其它系统：①Run AP 全部程序（ACCEPT）时，不能进行，只出现 = = > 后而停止，但 Load 每个子程序（如 AP Test、AP ARTH 等）均可装入并运行，但均出错；②Run LCDTST 时报告出：NO Response FromLCD，而后不断报出 Timeout Error；③Run V9TST 时报告出：Driver Error = 510，Ramtek，STATUS = 000100 等；④Run 其它程序也出错。为排除相互干扰的可能性，又用每一个最小系统分别 Run 其诊断程序，结果仍不变，故障的可能性为计算机或诊断带，原来对磁盘机系统的故障怀疑不完全成立。

（6）更换一盘诊断带（DTOS Tape）进行诊断，结果故障一样，排除了诊断带的问题。将重点怀疑的 S140 计算机 CPU 板和 128K 存贮器板拿到另一台正常工作的机器一试，证实为 CPU 板故障。

故障处理：更换 S140 CPU 板后，重装软件，一切恢复正常。象这种计算机本身所有诊断程序均顺利通过无错，而本身的 CPU 板确有故障，实为罕见的 S140 计算机故障。

第七节 GE9800 型 CT 机故障维修

例 1：高压伺服系统故障分析

故障现象：在扫描过程中，扫描程序自动从 M 级跳到 R 极，无法重新进入 M 级而正常扫描，查看错误信息记录为：20F0 2109 20F0 2109 20F0 2109 20F0 2019。

system detected malfunction in generaror，recheck O.K，you may retry scan，计算机报告 X 线发生器系统工作不正常。查看高压控制柜通常有两种现象：（1）高压控制柜内可听到“啪啪”声，连续不断，打开高压柜门，可见 servo motor 上面的拨杆不断碰打限位开关。

（2）高压柜内 servo motor 不动作。

故障分析和检查：

（1）从高压伺服控制电路基本原理框图（图 6－16）可知，kV 给定信号来自 TGGC 的 kV 控制命令，此命令值和 kV 反馈信号比较后进入运算放大器的输入端，经预推动后而送到马达功率放大驱动电路，带动伺服马达转动，调整高压变压器的初级电压，同时也带动与其同轴相连的精密电位器（$XG_1A_5R_1$），它直接反映出电刷所处的位置，也间接反映出此刻 kV 值。由该 CT 机电路图（P7－19－5B2）中可知，运算放大器采用的积分控制调节器，此种调节器在稳态时，积分电容（C_{74}）不起作用，相当于把运算放大器输出和输入间的反馈回路断开，这时运算放大器的放大倍数就是其开环放大倍数，其数值很大，使伺服系统工作准确。当 kV 给定与 kV 反馈信号达到某一平衡值时，则马达驱动电压值为零，即到达稳态。由于 C_{74} 在动态过程中的作用，保证了伺服调节过程中不会发生超调和阻尼过大的现象。

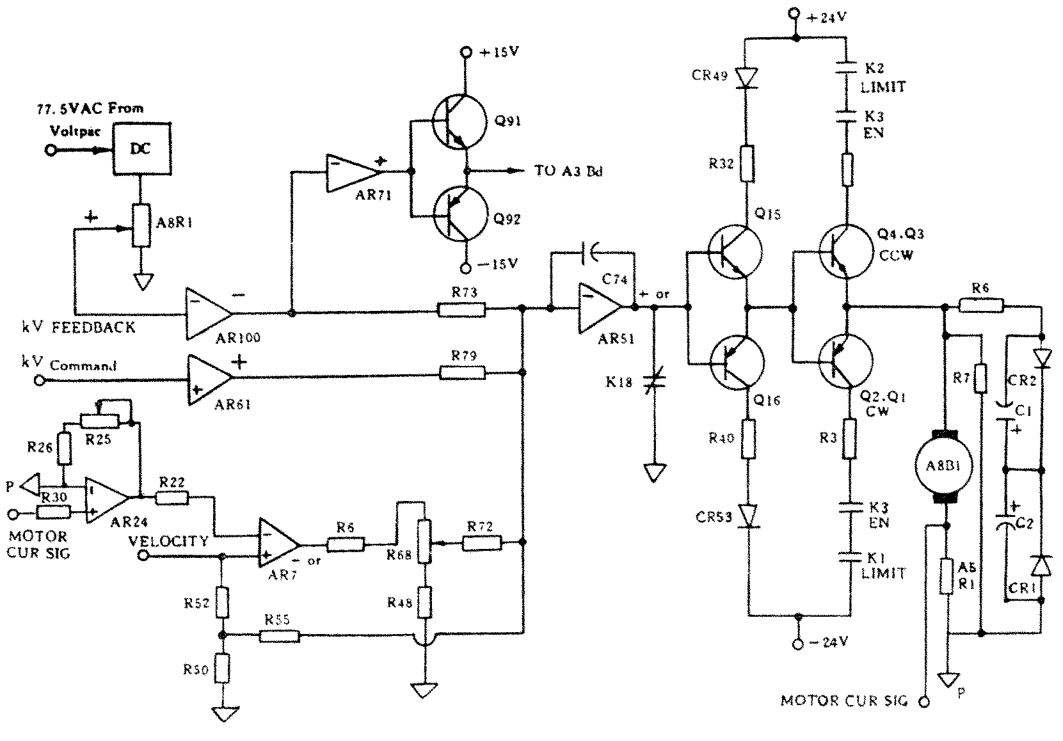


图 6－16　高压伺服系统控制原理图

（2）根据上述伺服控制的基本原理，由故障现象可初步判断故障发生在高压伺服系统，结合伺服系统电路图（P7－19－5B5.6）进一步检查发现，高压柜内 $XG_1A_4A_4$ 板上“kVservo”指示灯（绿）灭，$XG_1A4_{A_5}$ 板上 F_1、F_2 保险丝熔断，更换同型号 F_1、F_2 后，开机立即熔断，这就基本可判断电路中 Q_1、Q_3 有击穿短路，为

进一步证明故障所在，卸下 Q_1 和 Q_2 三极管固定螺丝，取下该管，进行静态测量 Rbe、Reb、Rbc 和 Rcb，由静态测量值可看出 Q_1 管：Rbe = 500Ω，Rec = 0.3Ω，而 Q_3 管：Rbe = 1Ω，Rec = 0Ω，进一步证实了两管均有击穿短路现象，致使 F_1、F_2 熔断，而伺服马达不动作。值得注意的是，若 PN 结正，反向电阻正常（Rbe，Rbc 约为 40Ω），应注意 Rec，Rce 的测量。若买不到同型号的三级管则可用 2N6259，$3DD_8$，代替 Q_3 管，用 3CD30C，3AD30C 代替 Q_1 管。

故障处理：一旦找出故障所在位置后，更换 Q_1 和 Q_3 三级管，机器即可恢复正常。但值得注意和重视的是；① Q_1、Q_3 两个三级管的集电极限流电阻 R_2、R_3（0.25Ω，25W）有可能烧坏，即使换上 Q_1、Q_3 管后，系统仍不能正常工作，R_2、R_3 两个电阻国内购置困难，可用并联电阻法来解决。②若更换的 Q_1 或 Q_3 和原管不一样，其特性会有差异，在进行硬件复位时，可能出错，应进行 kV ofbet 和 kV slope 调整。也可采用先粗调，即调整 $XG_1A_5A_1$ 板上的 R_{94} 和 R_{114}。电压表分别接入 $XG_1A_5TB_1-A_3$ 和 B_3 之间，调整时其电压值均为 224V 较好，然后再按说明书中所述方法调整。③通常情况下，Q_1 和 Q_3 同时损坏的机率较小，一般仅是其中的一个三极管有故障，此种情况时，便会造成伺服马达调节失控，可见伺服马达顶上的拨杆不断碰打限位开关。上述故障是 9800CT 机高压伺服系统的常见故障之一。

例 2：轴位电机测速表故障分析

故障现象：在扫描病人过程中，突然扫描中止，机架上显示错误码为 152，终端显示屏上显示为：SYSTEM DETECTED MALFUNCTION DURING DATA COOLLECTION 退出扫描，返回到 R 级，重新进入 M 级，机架上显示错误码为 152，且机架显示屏最后一栏显示出三个半截 0，即 UUU，而终端显示屏上显示信息为：TUBE INITAL-IZATION，SCANDISABLEDSEE ERROR LOG。TUBE COOLLNG FA ILED INITIALIZA-TION。仅就终端屏的报告分析，完全是 X 线管有问题，是否与机架转速无关，其实不然，查看错误逻辑信息表，计算机的记录为 BQ98H，和机架显示的 152 信息完全一致。

故障分析和检查：进一步观察上述故障发现，高速（2S）扫描较低速扫描时发生频繁，低速时，有时顺时针旋转轴位扫描可进行，而反时针扫描旋转则中途停止，机架上无任何显示，而此种情况时终端屏上显示为：RETRY ABORTED SCAN（Y/N）。OR［E］ND SERIES？SYS－TEM DETECTED MALFUNCTION IN TABLE/GAN-TRY.RECHECK OK TOU MAYRETRY SCAN，若输入 Y，有时扫描不能进行下去。而在高速扫描时，常报告 BQ98H 错误码，进一步用 TGGCREGESTER 板检查，让机架以不同的速度旋转，发现 8S、4S、3S 时，转动基本正常，而 2s 时则立即出现 B098H 错误，且各种速度下，机架转动的速度均不够稳定，出现 BO98H 码即提示轴位旋转速度错误。

引起 BO98H 错误的主要原因，经分析是由于轴位电机测速表（TACHOMETER）

电枢与 4 个电刷接触处太脏，因电枢与电刷来回反复磨擦，产生粉末，接触不良，再者，电刷长期磨损变短，弹簧压得不紧，导致其轴位旋转速度反馈电压不稳，造成 AXIAL SERVO CMD 信号不正常，使机架转速忽高忽低不稳定。在进行 3s 以下中低速扫描时，因其转速不稳，ENCODERCHA ANDCHB 信号脉宽变化较大，故不能发出正确的 DAS 触发信号，故报告 DATACOL－LECTION ERRORS。中止扫描。当进入 2s 快速扫描时，速度快，由于 TACH 反馈电压不正常，通常使机架转速很大而超过允许值，碰撞机械限位开关而立即停止扫描。

故障处理；GE9800 CT 机出现上述转速不稳的 BO98H 错误，在排除 AZIMUTH POT，ENCODER，TGGCGANTRY Bb AND CABLE RAKE－UPDRUMS 故障的前提下，大多数是由于轴位电机测速表太脏或受损所引起的，故障初期，只要用软质棉布沾少许 95%酒精擦拭一两遍电枢与电刷接触处，故障即可排除，进行正常扫描。开始时每 3～4 周擦一次即可，后期每周擦 1 次，晚期每周擦 2～3 次，故障现象频繁，此时应进一步检查后，考虑更换测速表。

在 TGGC GANTRY 板上，用示波器检查“AX TACH”信号（TP_2），用 TP_3 为模拟地，用 2s 轴位扫描，检查轴位扫描时机架的旋转速度，在示波器上测速表的输出幅度应低于 0.4V。

如果测得测速表的输出幅度大于 0.4V，可再用 95%酒精擦二次。注意，千万不能用细砂纸打磨，这样不但不能使故障排除，反而会破坏电枢的光洁度，使电刷磨损加快，如果用 95%酒精清洁测速表后，示波器测得的波形幅度低于 0.4V，则可进行轴位扫描，如果清洁后，幅度仍大于 0.4V，则说明故障不能排除，应按下列方法更换轴位电机测速表：

（1）从 AT THE REM 上切断 X－RAY 驱动电源。

（2）关断机架扫描驱动开关。

（3）去掉机架两边的盖板。

（4）打开机架顶盖和前盖。

（5）用手旋转机架 X 线管至 0°位置。

（6）从 ENCODER 驱动接线盘 TS－11 上取下轴位电机测速表的两根输出信号线（1 和 2 接线端）。

（7）松开 ENCODER 和测速表联轴器上的 4 个内六角螺丝，使 ENCODER 和测速表从联轴器上脱开。

（8）去掉固定在轴位电机上的 ENCODER 支架上的 4 个大螺丝，然后小心地将 ENCODER 组件取下放置在旁边，注意不要使信号线过度弯曲，以免折断芯线。

（9）从电机轴上取下 ENCODER 和测速表联轴器，然后拧下电机轴上固定测速表的大螺母，注意，拧此螺母时，机架应转至锁定位置锁住，否则无法松动该螺母。

（10）从电刷架上取下两个固定螺丝，小心地从电机轴上取下测速表组件（电

刷架，4 个电刷和电枢）。

（11）安装上新的测速表电枢、电刷架及 4 个电刷。

（12）按上述（6）～（10）的步骤，将所有元器件装回原位。

（13）进行 ENCODER AND AXLAL POT 的调节。

（14）用 2S、3S、4S、8S 扫描水模，仔细观察此时机架的旋转速度。

注意事项：

（1）对于 CT9800FPS AND QUICK SYSTEM，在扫描中发生轴位速度错误（BO98H），一般都是由于轴位测速表电枢太脏或电刷受损所致。而对于 CT9800 FPS 系统，可能发生 DA－TA COLLECTION ERRORS 的有：AP LITES 207，CIO STATUS 402，LOST DATAWITHIN VIEWS。对于 CT9800 QUICK 系统，可能发生 DATA COLLECTIONERROES 的有：DAS IOP SEMA PHORE ERRORS，TERMINATION CODE 111，VIEW LENGTH ER－ROR。通常收集数据错误往往发生在机架轴位旋转速度错误之前，因此对终端显示屏上提示的错误信息，应区别不同情况具体分析。

（2）对于更换的轴位电机测速表组件，美国 GE 公司的元件序号为 46－194465p15，而 4 个 TACH 电刷序号为 46－194465p17，这些序号在一般维修手册中是无法找到的，记住此序号对欲购买 GE 公司的轴位电机测速表组件的用户是有帮助的。

（3）对于更换新的测速表组件时，必须和拆下的旧的测速表组件逐件认真对照，完全相符后，方能更换，因为我们发现，有的组件虽序号相符，但仔细对照后，发现其电枢宽度，磁体外径略有不同，虽也能安装上，但 C 触发脉冲却无法调出，若进入 M 级，则机架上显示 151 错误码，这一点是须引起重视的。

（4）更换轴位电机测速表组件时，应认真保护好四只电刷，因电刷后面是靠弹簧压紧，使其接触良好的，安装时，电刷极易弹出受损。

例 3：高压充电回路故障分析

故障现象：在扫描病人中，都有几层图像上出现线状伪影，在定位（Scout）图像则表现为径向垂直的约宽 5mm 的白条。

故障分析和检查：

（1）用保存的原始图像数据（Raw Data），进行图像重建，图像清晰无线状伪影，表明 AP 系统工作正常。

（2）检测 DAS，探测器电源，DAS Trigger 信号均正常。

（3）检测 X 射线管阳极电压和电流，结果发现每当图像上出现线状伪影时，球管的电压和电流，在曝光过程中的瞬间几乎为零。接着检测高压电缆正常，检测球管阳极电压波动时，发现 TGGC 的 PRI 信号不正常。根据高压初级电路图（6－17）分析如下。

由图 6－17 可知，在排除 TGGC 有关电路板故障后，引起 PRI 信号异常的只能是与其相关的外部控制电路，经检测发现 XG，的换向电容 COM $CAPC_4$ 在充电后，

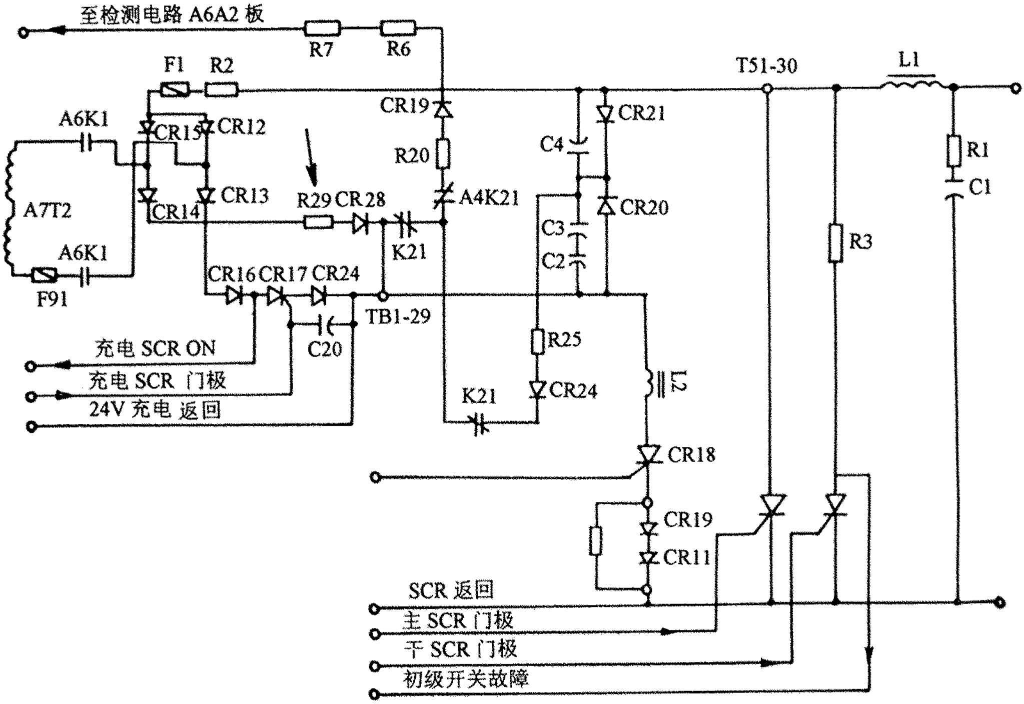


图 6－17　高压初级控制电路图

很快漏掉，在曝光期间，当 TGGC 检测到 C_4 两端电压低于额定值（一般应大于＋120VDC，其典型值为＋200VDC）时，便首先关断阳极电压，给 C_4 充电，由于充电回路电阻很小，充电很快完成，紧接着 TGGC 又使高压接通，直到扫描结束，因而造成线状伪影。

（4）造成 C_4 漏电的原因由高压初级控制电路图分析，一是充电电路本身有问题，经检测各有关元器件性能良好，无漏电现象。二是辅助充电回路异常。在充电可控硅 CR_{17} 导通期间，其充电电流从桥式整流电路的正极→CR_{16}→CR_{17}→CR_{24}→CR_{20}→C_4→R_2→F_1→桥式整流电路的负极。在充电可控硅 CR_{17} 关断期间，其充电辅助电路经 R_{29}→CR_{28}→CR_{20}→C_4→R_2→F_1 以微弱的电流维持充电，以补偿换向电容器 C_4 自身漏电的电压降。经检测辅助充电回路，发现 R_{29} 开路，造成辅助充电回路不起作用。

故障处理：由上述检测已证明 R_{29} 损坏，更换同型号的电阻后，故障排除，机器恢复正常工作。

例 4：轴位驱动控制系统故障分析

故障现象：开机后，当进入 M 级时，听不到扫描机架的转动声，显示屏上报

告：Tube lnitia Lization Failed，Scan Disabled See Error LOG.Tube Cooling Failed lnitialization. 查看错误逻辑信息表为 B097H，即轴位驱动位置错误。

故障分析和检查：

（1）根据错误记录 B097H 的提示，引起轴位驱动位置错误的原因有：①伺服系统；②轴位驱动控制系统；③轴位驱动电机。

（2）当操作程序进入 M 级时，Axial pilot RLY 信息出现在 A_6A_1 板上，继电器 K_{40} 得电而动作，使其常开接点闭，合，若轴位驱动开关闭合，则 A_1A_1 板上的 24V 直流电压经 LS_2、LS_3、LS_4、K_{40}的常开接点，加到继电器 A_1K_2 的线圈上，使其得电工作，常开接点闭合，将轴位伺服电压比较器输出的电压加到轴位电机上，使机架作旋转运动，从而完成扫描工作。

（3）首先观察和测量轴位驱动控制系统的继电器 A_1K_2 和 K_{40}是否工作，结果发现 K_{40}动作正常，A_1K_2 无反应，经检测发现 A_1K_2 线圈烧坏，致使伺服电压无法加到驱动电机上，故不能进行扫描工作。

故障处理：经检查 A_1K_2 继电器线圈是采用全塑密封一次成形，120VAC 供电，将其线圈拆出，按其规格采用环氧树脂板制作好线圈骨架，用线经为 0.21 的高强度漆包线绕 2100 匝，实测直流电阻 108Ω 左右，用调压器供 120VAC 测试，观其工作正常，接入原电路，机架旋转运动自如，恢复扫描工作。

例 5：机架运动障碍

故障现象：机器不能进入 M 级“SCAN”程序，错误信息码为 B094H（Gantry 和 CableTakeup spool 转动不同步），此时退出 M 级，重新再次进入后错误信息码为 B095H（G－FLAG 恒为高电平）。

故障分析和检查：根据错误信息提示，打开机架后盖，检查 T－FLAG 和 G－FLAG，结果发现 G－FLAG 板固定螺丝松动，光电转换器窗口磨损。由于固定螺丝松动，导致 T－FLAG 和 G－FLAG 不同步，因而中断扫描报告错误信息为 B094H，同时 G－FLAG 松动后，在机架不停的旋转中与光电转换器窗口来回磨擦，产生粉末，致使 AZMISH ZERO DETECT 电路出错而报告 B095H 错误信息。

故障处理：彻底清洁光电转换器窗口，重新调整 G－FLAG 及 T－FLAG 之配合，使之完全同步后，机器工作正常。

例 6：伺服放大器故障

故障现象：在扫描运行过程中，突然停电，开机后进入 M 级，行 8s、4s、3s 扫描时工作正常，当使用 2s 扫描时，不能继续扫描工作，错误信息为 B098H。退出 M 级再重新进入 M 级时，系统不能进入“SCAN”程序，当关掉 X 线及驱动电源后，可进入“SCAN”扫描程序。

故障分析和检查：根据错误信息提示，首先检查机架驱动部分电路，当检查 AXIAL SER－VO AMP 时，发现该放大器盒上的 OV/LV LED 指示灯点亮，打开放大

器控制盒顶盖，测量各组保险丝管，结果发现 F803 保险丝熔断。因机架在扫描旋转中突然断电，轴位电动机会产生很高的反向电动势，由于已断电，SERVO AMP 外部保护电路均失效，导致 AXIAL SERVOAMP 内部保险烧坏，2s 转动时，负载重因而出现 OV/LV 故障而禁止 AXIAL SERVO AMP 输出，则机架停止转动，TGGC 发出 B098H 错误码。又由于 AXIAL SERVO AMPOV/LV 故障是自锁性的，因而必须复进 AXIAL SERVO AMP 才能重新进入 M 级进行扫描。

故障处理：查明原因后，更换一只同规格（5A）的保险丝后，进入 2s 扫描，工作正常。

例 7：高压充电回路障碍

故障现象：在进入扫描工作时，荧光屏上提示：System，Detected Malfunction inGeneratorRecheck O、K You may Retry Scan. 再次进入扫描程序提示如上述，不能进行扫描工作。

故障分析和检查：

（1）进入维修程序，查故障码为 2106，即准备曝光时，充电可控硅仍处于导通状态，其导通期间不允许曝光。

（2）根据图 6－17 高压初级控制电路分析，在上一次曝光结束后，充电可控硅 CR_{17} 应导通为 C_4 充电，充电时间不大于 40ms，在 $XG_1A_4A_4$ 板上的充电指示灯一闪即灭。此时 $XG_1A_4A_4$ 板上的指示灯一直亮而不熄灭，表明对 C_4 一直处于充电状态。

（3）导致充电不止的原因有①C_4 本身漏电，不能充至 185V 以上；②充电可控硅 CR_{17} 击穿短路，当 C_4 充电达到 185V 以上时而不截止；③充、放电电源电路、逻辑控制电路故障等。

（4）测量 C_4 两端电压为 213V，说明 C_4 可充电至额定值，无漏电现象，同时也证明充电电源电路工作正常。测量充电可控硅 CR_17 的阳极和阴极之间电阻没有击穿现象，取下 CR_{17} 的状态测试线，此时测试板上的充电指示灯熄灭，说明逻辑控制电路没有问题。

（5）测量 TB1－16 与 TB1－11 两端电压为 8.5V，正常应在 40V 以上，故怀疑 CR_{17} 可能有轻微击穿现象，更换同型号可控硅试验，故障现象依旧。仔细检查电路各元件时，发现 CR_{17} 阳极和阴极之间并联着一只 400V、0.68μ 的电容器，而该电容器在电路图中却没有画出来，电路板上也无标号，取下测量阻值仅为 600Ω，正是其漏电而导致 C_4 充电不止。

故障处理：更换一只同规格的电容器后，扫描工作正常。

例 8：扫描床 15VDC 故障

故障现象：在扫描过程中，系统曝光不能完成，扫描机架上显示故障码为 257，XG_1A_{12} 板上 K_1 继电器过早断开。

故障分析和检查：

（1）查故障码 257 为“X一Ray Tube Current not Present after firmware request。

（2）将万用表串入高压发生器 XG2 - mA 上测量球管电流，并用示波器在高压衰减器上测高压，曝光时高压和管电流瞬间消失。检查高压发生器及其控制部分完好。观察 $XG_1A_7A_1$ 板上曝光时间控制继电器 K_{15} 过早断开，使系统扫描中断。

（3）查继电器 K_{15} 是由继电器 K_{q2} 的 Close SofetyContanctor 信号控制，该信号来自床下 TGGC 的 A_3 板。检测 Close Sofety Contanctor 控制信号 + 24V，曝光时中断。检测 TGGC 的 A_3 板上与此信号相关的集成电路块 U128A 的 1、2 两脚和集成电路块 U_{159} 之 11 脚，发现只要这些输出端的任一 5V 电平迭落，上述故障现象即发生。更换 TGGC 的 A_3 板，故障仍然存在。

（4）再次检测低压电源相关输出，均在额定允许范围，但检测 15V 电源输出时，发现交流成分太多，测量相关的滤波电容器，结果为低效，致使交流成分增多。

故障处理：更换 15V 电源滤波电容器后，检测其输出正常，恢复扫描工作，故障排除。

例 9：DAS 电源故障

故障现象：扫描图像上出现不规则条状伪影，并伴有局部环状伪影，故障持续发生，不能自行恢复。

故障分析和检查：

（1）查错误表中的故障码为 C0B5H，即 Aperture open movent not complete without 20seconds。检测机架上 Collimator 控制板 + 15V 电源无电压输出。

（2）打开 DAS 电源控制箱，发现 DAS + 15V 电源在开机后 3 ~ 5min 后变为 0V，关掉 DAS 电源后再开启，3 ~ 5min 后又变为 0V，取掉负载检测仍无 + 15V 电压输出。

（3）根据原理图，检测 + 15V 电源，发现其并联调整管 Q_1 和 Q_2（FBN - L164）已损坏。

故障处理：更换 Q_1 和 Q_2 三极管后，故障排除。若找不到同型号的管子，可用 3DD15、BU15、2SD113、2N6249、3DD175C、3DK210F 等代换。若 - 15V 电源损坏，其故障与 15V 电源损坏现象相似，检测与处理方法类同。

第七章　医用超声诊断仪器

目前，超声在基础医学、临床医学和卫生学等领域中的应用已相当广泛，通常人们把利用超声向人体器官发射并接收其回声信号来进行检查的方法，称为超声诊断。在超声诊断中所使用的仪器统称为超声诊断仪。超声诊断仪起源于工业上的超声探伤，它是运用现代电子技术的发展成果（例如雷达技术）与声学原理结合起来应用于临床医学的一种新的诊断方法。

超声诊断起源于 20 世纪 40 年代，到 50 年代才开始用于临床诊断。超声诊断的突出优点是：所用声强小，对人体没有损害，操作简便，结果迅速，受检查者无不适感，同时超声对组织成像清晰。超声诊断所具有的这些突出特点，刚好弥补了 X 射线和同位素诊断的不足，超声检查目前已广泛应用于颅脑、眼、颈部、乳腺、胃、腹部、盆腔肿块和胸腹腔积液等疾病的诊断。可探测肿瘤的厚度，鉴别肿瘤的物理性质（囊性、实质性或含气性），也可用于检测心血管的功能及其活动规律，随着临床使用经验的积累和超声诊断仪器的改进，其应用范围还在不断扩大。目前使用的超声切面显像、超声心动图和超声多普勒诊断仪等超声仪器已发展为临床上重要的现代诊断手段之一。

第一节　超声的物理特性

一、声波在介质中的传播

众所周知，当声波通过某种介质时，介质的粒子便产生振动，若振动与声波的传播方向相平行，则产生纵波；若与声波的方向相垂直，则产生横波，在固体中纵波和横波同时存在，并且出现其他比较复杂的波型。但在气体和液体中，就只有纵波。在液体中，波的运动仅包括介质中沿着声波进行方向所出现的交替压缩和扩张运动。根据实验，动物组织内所见的波主要是纵波，而横波很微弱；因而，在实际应用上，可以不考虑横波。

若令 C 代表波在介质中传播的速度。实验证明，纵波和传播速度主要与介质的

密度 ρ 及弹性模量 E 有关，而弹性模量表示介质体积变化率的大小，由实验可知

$$C=\sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

超声属于纵波，当然也适用于上式。如果需要更精确地计算波的传播速度，则介质的温度，介质所受的压强以及频率均应考虑在内；许多文献上报道的超声在各种物体、组织的传播速度常不一致，就是因为各个作者测定超声速度的条件及方法不完全相同，表 7－1 给出超声在空气中、水以及人体几种组织的超声速度，仅供参考。实用上，超声在人体的传播速度一般以平均值 1 500m/s 计算。

表 7－1　　超声在不同媒体中的传播速度

物质	超声传播速度（m/s）	物质	超声传播速度（m/s）
空气	330	血液	1 570
淡水	1410	头颅骨	3360
海水（30℃）	1 545	角膜	1 550
脑组织	1 540	房水	1 532
脂肪	1476	水晶体	1641
肌肉（平均值）	1 590	玻璃体	1 532
肝脏	1 550	巩膜	1604
肾脏	1 56		
人体软组织（平均值）	1 540		

二、声波通过界面的传播

超声在均匀的介质内传播时，是沿其本身传播方向自由地通过；如在非均匀介质内传播或从一种介质传播经过另一种介质时，由于介质的特性阻抗改变，在阻抗改变的分界面上将产生反射，通过分界面后产生折射。实验证明，反射、折射的产生及其物理特征主要与介质的声阻抗及超声的投射角有关。

声阻抗也称作声阻抗率、其值等于介质密度 ρ（g/cm^3）与超声速度 C（cm/s）的乘积

$$\text{声阻抗}=\rho C$$

表 7－2 给出几种介质的声阻抗率，其中以空气的声阻抗率最低。

超声传播通过声阻抗不同的二种介质时，在其分界面上将产生反射，声阻抗差别越大，反射的超声强度越大；通常把反射能量与入射能量之比称为反射系数：

$$\text{反射系数}=\frac{\text{反射的超声能量}}{\text{入射的超声能量}}$$

表 7－2　　不同介质的声阻抗

介质	超声传播速度（m/s）	密度（g/cm^3）	声阻抗（$10^5 g/cm^2 s$）
空气	340	0.00129	0.000439
水（37℃）	1 523	1.000	1.590
人体软组织	1 500	1.06	1.590
肌肉组织	1400	1.07	1.498
脂肪组织	1 580	0.95	1.501
骨骼	3380	1.80	6.184

在不考虑超声吸收的情况下，当超声垂直投射到二种声阻抗不同的介质界面时，其声强反射系数 K 为

$$K = \left(\frac{\rho_1 C_1 - \rho_2 C_2}{\rho_1 C_1 + \rho_2 C_2}\right)^2$$

式中：ρ_1、ρ_2 分别为介质的密度

C_1、C_2 分别为二种介质中的声速

由上式可知，二种介质的声阻抗差别愈大，则反射系数愈大，若 $\rho_1 C_1 = \rho_2 C_2$，则反射系数 K 等于零，即无反射。

下面给出人体几种不同组织的分界面上的反射损耗。

肌肉－血液　－38～－44dB 或 1%

脂肪－肌肉　－26～－30dB 或 15%

软组织－骨骼　－3～－6dB 或 50%～70%

上述反射损耗表示在分界面上，部分超声有能量反射（损耗）而余下的超声能量通过分界面后面的组织。在肌肉——血液的分界面上，1%的超声能量反射回控头方向，99%的超声能量通过；在软组织——骨骼的分界面上，50%～70%的超声能量反射回探头方向，只让 30%～50%的超声能量通过。对幼儿的骨骼超声易于穿透，直到 6～10 岁以后，超声从与骨骼邻接的分界面上反射损耗才随年龄增长而迅速增大，即穿透越来越困难。

在骨骼肌肉所组成的界面上，当声波入射角为 90°时，则大约有 30%的声能被反射。

三、声波的吸收

当声波通过一个均匀介质时，由于吸收与散射的结果，可使声强逐渐减弱。

设最初的声强为 I_0 在经过 X 距离后，由于吸收衰减，声强变为 I_x，则超声的吸

收可用下式表示为

$$I_x = I_o e_{-2af2x}$$

式中：a 为衰减系数（或称振幅吸收系数）

f 为声波的频率

由上式可知，超声能的吸收主要与超声频率的平方和距离有关。造成吸收衰减的内在原因则与介质质点振动时，介质的滞性（内磨擦力），导热系数，温度等有关。即吸收衰减的大小与超声频率，距离和介质粘滞性等有关。

在医学上，常用半价层来说明生物组织对超声吸收的大小，即超声传播至其强度减弱一半的距离（cm），为该组织或脏器的半价层的值，可由下式求出，即

$$I_x = I_0 2^{-\frac{X}{H}}$$

式中：H 为半价层

X 为强度减弱一半的距离

表 7－3 给出人体一些组织器官的吸收系数和半价层数值，表 7－4 给出了人体组织的吸收系数。

四、声源（超声换能器）近端的声波特性

从换能器发射出的超声振动，形成超声场其分布形状呈圆柱形，直径大致与换能器晶体片大小相等，具有明显的方向性，一般称为超声。超声束的指向性主要与换能器晶体片的直径大小及超声频率有关。

表 7－3　　人体组织的半价层及超声频率

组织器官	半价层（cm）	超声频率（MHz）
血　浆	100	1.0
血	35	1.0
脂肪	6.9	0.8
肌　肉	3.6	0.8
脑（固定标准）	2.5	0.8784
肝（死后 20h）	2.4	1.0
颅　骨	0.23	0.8
肾	1.3	2.4

表 7－4　　人体组织的吸收系数

组织器官	吸收系数（dB/cm）	超声频率（MW）
血　浆	0.34	1.7
肺	4.7	0.98
血　液	0.4	2.0
	1.0	4.0
	2.0	7.0
	3.0	10.00
肌　肉	0.90	0.8
脑	0.22	10
	0.3	2.25
延　髓	1.9	1.7
肝脏	1.3	1.0
	2.0	3.0
脂肪	0.44	0.8
	0.76	1.7
头盖骨	15	1.2
	46	2.25
眼晶状体	0.7	3.0

（1）若换能器晶体片的直径大于超声波长很多倍时，则发射的超声波便集中于一个方向，类似于一个平面波，其成束性好，如图 7－1 所示。医学上利用超声束的指向性来寻找和探测体内脏器的情况。医学诊断用的超声波长均甚小，而换能器晶片直径多在 12mm 以下，比超声波长大很多倍，故发射的超声具有明显的方向性。

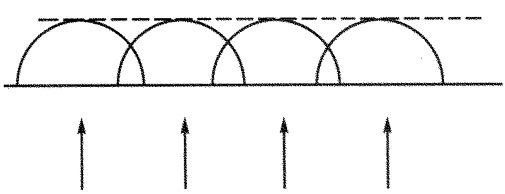


图 7－1　平面波示意图

（2）超声振动的频率越高，超声成束性越好，方向性越强。这是因为频率愈高，波长愈短，故对于一定直径的振源来说，直径与波长的比值增大。

（3）一般把接近晶体的一段，叫做近场区，如图 7－2 所示。因为在这一段其声

束平行。而在近场区之后，声束开始扩散，称做远场区。超声在远场区形成一个立体的圆锥体，其半扩散角为 θ，θ 的大小与所用晶体片的直径 D 和超声的频率 f 成反比，而与声速 C 成正比。即

$$\sin\theta = 1.22\frac{C}{fD} = 1.22\frac{\lambda}{D}$$

由图 7－2 可清楚地看出，超声场的扩散角越小，超声的指向性越强。一般若超声源直径固定时，超声频率越高，则扩散角越小，即超声束指向性越好。在医学诊断上，要求超声束半扩散角一般应在 3.5 以下，否则，超声束截面积太大，使超声的横向分辨力下降。故一般可用半扩散角的大小作为衡量超声优劣的指标之一。

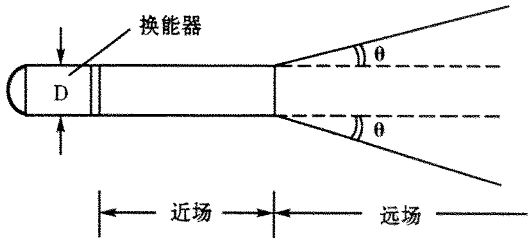


图 7－2　超声近场和远场区内半扩散角 θ 与直径 D 的关系

根据理论计算，超声能量在近场（也称 Fresnel 区）和远场（也称 Fraunhofer 区）的分布不一致。既使使用一个很理想的性能均匀的压电换能器，其近场区域内的声场分布也是很不均匀的。因为一块压电晶体片实际上可看成是由若干个小的振动元件所构成，这样近场的超声能量就可以认为是由各个小的振动元件产生的超声能量相加起来，同时也产生相干波（干涉波），相干波在探头表面沿中央的波线方向往前传播，如图 7－3 所示。近场超声能量的最大值出现在一定位置上，利用叠加原理可以很方便地求出；若再考虑晶体片的压电性和弹性的不均匀性，就更使近场的

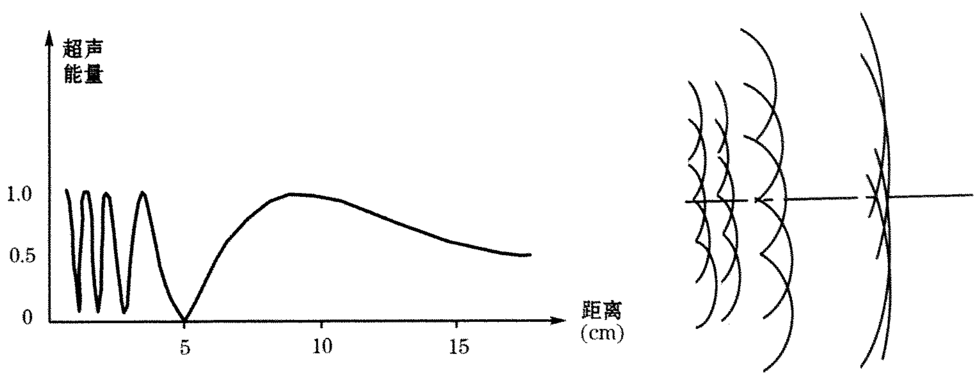


图 7－3　压电晶片所形成的近场相干波和能量分布示意图

声场分布更趋复杂。但在诊断过程中，从整个声束来看，并不因声束内的这种细微

结构的复杂而防碍诊断，还可近似地看作是均匀的平面波。但由于超声场扩散，其能量越来越低，故在远场区将影响诊断效果。

近场的长度可按下式计算

$$L=\frac{r^2}{\lambda}=\frac{r^2 f}{C}$$

式中：L 为近场长度

r 为声源（探头）半径

一般利用近场超声的成束性好这一特点，将被检查的组织或脏器位于近场范围之内。因近场的超声束最平行，反射界面最垂直于换能器，因此反射的声强较强，失真度小。但在近场之近端，由于发射干扰等原因可出现盲区。而远场因有散射，超声束不平行，反射的声强较弱，失真度高，横向分辨力较差。为了减少远场的扩散，可采用聚焦式换能器，为了使远场的反射回声也能清晰显示，可增大仪器的增益，这样一来，由于近场及远场的反射讯号都同样放大，其结果近场回声又显得太强，整个超声回声像仍难以辨认。因此，有些仪器增加"深度补偿"，使近场回声得到抑制，而增加远场回声，这样被探查区的深层的细节就能清晰显示出来。在 B 型诊断仪上就有这种装置。对于不同的仪器，这种调节有的称为"时间增益补偿"（time—gaincompensation，TGC），有的称为"电子距离补偿"（electronic distance compensation）等，都是基于相同的原理设计的。

五、频率的选择

如前所述，声波的频率增高时，衰减增大，其穿透力减低，而分辨力则增强，声束的扩散亦缩小。因此为了获得较大的射程，必须应用低频率（衰减小）；但为了提高分辨力，则应使用高频率。因而频率的选择应在这两方面给予考虑。一般成人用 2.5MHz 的频率，可以得到胸腔深部的回波信号，特殊肥胖者和重度肺气肿病人，采用 1MHz 的频率；一般比较瘦的病人或者儿童，多采用 5MHz 频率即可获得满意的回波信号。

下面简单地介绍一下频率、波长与穿透力、分辨力的关系。

从单纯理论计算所能检测到的物体的最小直径，通常称作最大理论分辨力。超声的最大理论分辨力为其波长的二分之一。

例如在人体组织中，若频率为 1MHz 时，则其波长为 1.5mm，故最大理论分辨力为 0.75mm；如频率为 2.5MHz，则最大理论分辨力为 0.3mm；一般其频率和分辨力的定量关系。如图 7－4 的曲线所示。

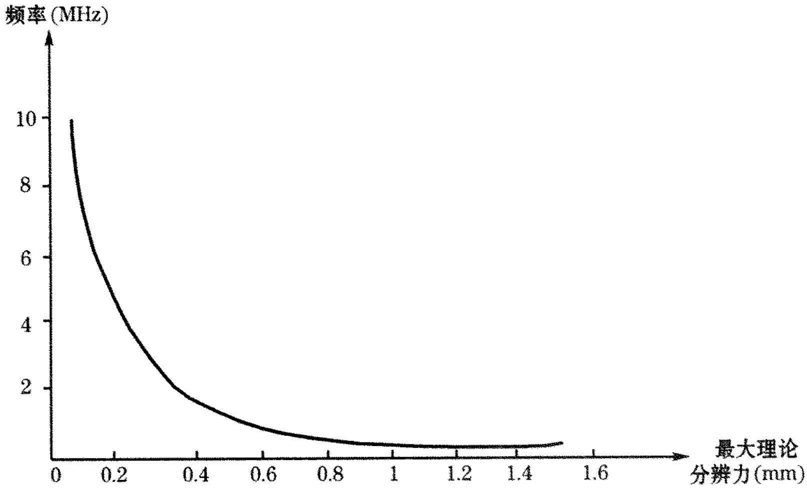


图 7-4　超声频率与最大理论分辨力的关系曲线

六、多普勒（doppler）效应

若振动源和接收仪器在连续介质中作相对运动时，则仪器所接收到的振动波频率不同于振源所辐射的声频率，其差别与相对运动的速度有关，这种现象称作多普勒效应。关午多普勒效应将在第四节中进行详细论述。

七、超声诊断的一些术语

下面简单地介绍关于超声诊断常用的一些术语及一些诊断基础知识。

（一）回声图的名称

1. 以波幅高度命名　有微波（小于 0.5cm，或小于 0.5 格），小波（0.5～1.0 格)、低波（1～2 格)、中波（2～4 格)、高波（4～6 格）和饱和波，见图 7-5 所示。

2. 以波的多少区分　分稀疏（1～5 个)、较密（6～10 个）和密集（波间距离在 0.5 格以下）等，图 7-6 为密集小微波型。

3. 波的形态　分单波、复波、丛波和齿状波等，图 7-7 为低小复波。图 7-8 为丛波波型。

4. 以波代表的意义　有进波、出波。指出进某一脏器或组织，包括界面的反射。

超声在声阻相差很大的界面与探头之间呈全反射时，出现多个波幅递减的所谓多次反射回声图，如图 7-9 所示。基距离代表探头和界面之间多次返复，不代表

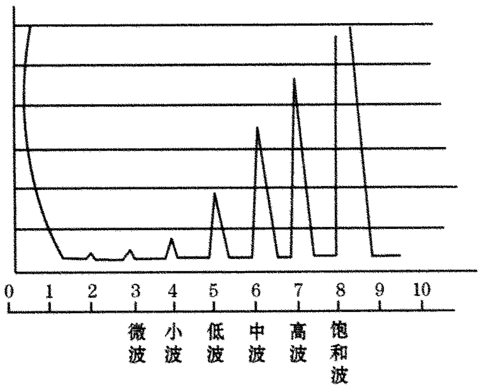


图 7－5　不同波幅的命名

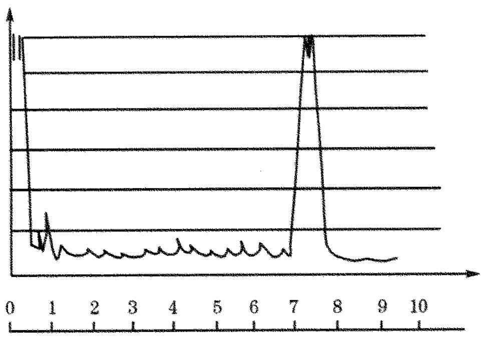


图 7－6　密集小微波型

穿透的深度。

5. 关于平段　没有振幅的基线即为平段。类似均质的脏器，呈现实质平段；若为液体，当加大灵敏度时，也无波形出现，称为液性平段；对于癌组织，由于吸收超声很强而无反射者称为衰减平段。液性平段，如图 7－10 所示。

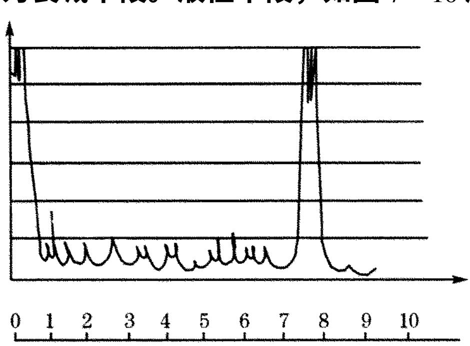


图 7－7　低小复波波型

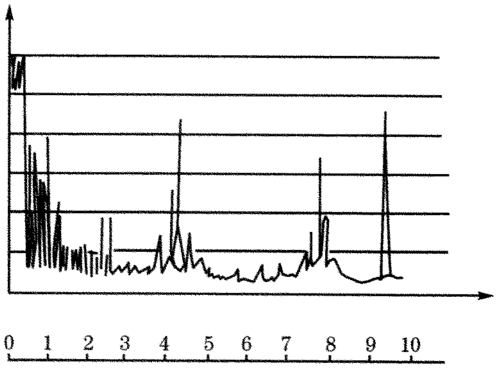


图 7－8　丛波波型

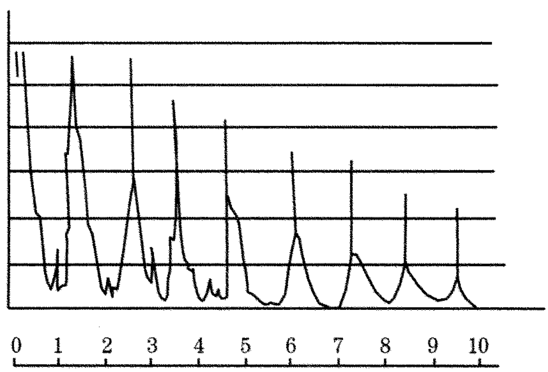


图 7－9　多次反射波型

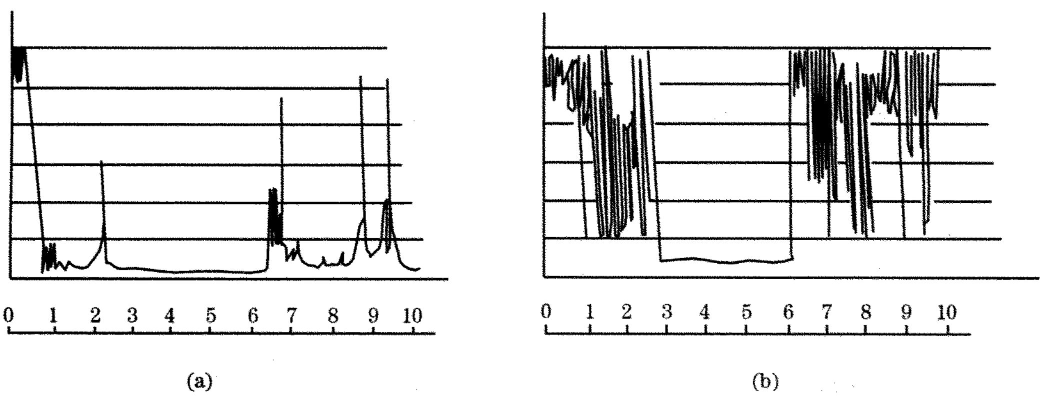


图 7－10　液平段波型（肝区）

（a）Ⅰ级灵敏度时肝脓肿液平段；（b）Ⅱ级灵敏度时肝脓肿液平段

（二）声像图的名称

1. **以光点多少**　分稀疏、较密和密集等，图 7－11 为正常肝声像图，呈现稀疏光点。



图 7－11　正常肝呈稀疏光点声像图

2. **以反射的形态**　分光点、光团、光带和光环等。

3. **以有无反射**若为多反射或全反射时，则呈现亮区；无反射即为暗区。又分实质暗区，液性暗区，衰减暗区等，其意义与回声图平段相同，图 7－12 所示为肝的液性暗区。



图 7－12　液性暗区声像图（肝脓肿）

（三）超声多普勒信号名称

超声多普勒效应产生差频的方式，主要有以下几种：

1. **多普勒信号音**　有动脉音、静脉音、胎心音、胎动音和胎盘音等。

2. **多普勒信号图**　观察心脏信号，分为低频、高频，分别代表心肌舒缩和瓣膜的运动等。如图 7－13 所示。

3. **多普勒信号曲线图**　用相敏式诊断仪，将心血管的多普勒信号显示为曲线图。

（四）超声心动图的曲线名称

1. **心底波群**　包括主动脉和左房等曲线。

2. **二尖瓣波群**　正常的二尖瓣前叶反射。如图 7－14 所示。

3. **三尖瓣波群。**

4. **心室波群。**

5. **心房波群。**

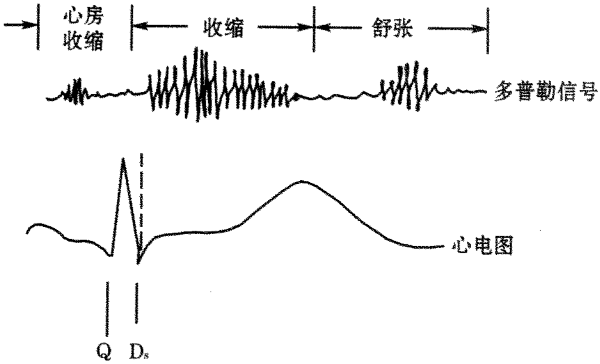


图 7－13　多普勒信号图（心脏）

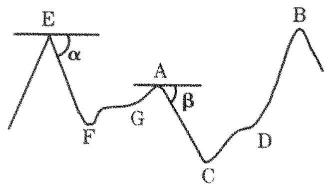


图 7－14　二尖瓣前叶曲线

八、关于超声的灵敏度和对人体的影响

通常灵敏度是指在某一具体条件下能够探测出界面大小的能力，灵敏度高即说明对声阻抗改变甚小的界面也将发生反射。而灵敏度低则需要界面的声阻相差较大时方能出现回波。灵敏度与许多因素有关，对于一般常用仪器，若“输出”越大，放大器的“增益”越大，“抑制”越小，则灵敏度越高。反之则灵敏度低。通常的诊断仪将输出开到 10，增益 10，抑制 0，则代表最大灵敏度。因目前的仪器尚无定量指示，具体应用时，要以“试块”区分，可将灵敏度分成Ⅰ级灵敏度，Ⅱ级灵敏度和Ⅲ级灵敏度。

Ⅰ级灵敏度　也称为正常灵敏度，输出开到 10，增益和抑制均在 58 之间调节，标准是以探测正常肝、脾等实质性脏器时，有明显的进波和饱和的出波，其中间是平段。有炎症时，则出现微小波以至高中波为准。

Ⅱ级灵敏度　也称为加大灵敏度，增益加到 10、其他同上。探查胆汁、血液、脓液和自来水等液体时均为平段，探查实质性脏器，则呈高中波密集，但个别的很均质的实质性病变可出现平段。Ⅱ级灵敏度主要用于鉴别实质性或液性病变。

Ⅲ级灵敏度　降低抑制，需要降低的程度因机器而异，有的需要降低到 0 位，其他同Ⅱ级灵敏度。用以探查蒸馏水、凉开水、羊水等仍为平段。探查血液、脓

液、生理盐水时有微波出现，十分均质的实质性病变组织也呈现多反射型。可用以鉴别液体是否澄清和排除实质性病变。

超声诊断对人体是否带来危害，国内外都进行了大量的实验和临床观察。实验证明，一般常用的超声诊断仪的输出量很小，例如一部连续反射的多普勒诊断仪，其输出功率在 1～30mW/cm^2 之间，不仅对人体无害，既使对胚胎也不产生有害的影响。A 型和 B 型等脉冲式超声诊断仪输出的平均功率在 3～80mW/cm2，并且多工作在 30mW 以下，远较连续发射式超声治疗机的治疗剂量为小，据各家的实验和临床统计，均证实超声诊断对人体和胚胎都是安全无害的。但若使用的超声功率超过引起人体损伤的临界剂量，将会给人体带来损害，综合国内外的有关资料，一般认为：超声的功率小于 20mW/cm^2，照射时间不超过 3h，则对机体无损害作用。

第二节　超声换能器

超声换能器也称做探头，它是超声诊断仪的重要部分，超声的产生和接收都离不开超声换能器，现分述如下：

一、超声换能器的工作原理

超声换能器的种类很多，这里只介绍常用的压电式换能器。它是利用某些晶体在受到压力的作用下，晶体的两个受力面上便产生符号相异的电荷；当受到拉力时，受力面上便出现与受压时极性相反的电荷，这种由压力或拉力而使晶体带电的现象，叫做“正压电效应”。如图 7－15 所示。

若在晶体上加上电场（电压），则晶体就产生厚度的增加或减少。这种现象称做“逆压电效应”若所加的电场是交变的，则晶体厚度亦随之发生相应的变化；即变成一个作机械振动的声源。利用这一原理，我们可以利用晶体的“逆压电效应”，即在晶体二端加上高频电压，从而产生超声，而利用“正压电效应”再把接收到的回声转变为电信号。

压电晶体种类很多，有石英、钛酸钡、锆钛锡酸铅、钛酸铅及铌酸锂、钛酸锂、铌酸钠钡等，石英为天然二氧化硅的纯结晶体，具有六角棱柱形结构，石英所产生的频率，稳定性强，但要求加上高频电压要在几千伏以上，故对仪器和绝缘要求较高，制造比较困难。

目前多采用人工烧结的压电陶瓷制作换能器。压电陶瓷是一种特殊材料。它在工作环境温度超过某一界限时，某晶片内部的分子运动便重新杂乱起来，不再排列整齐，从而失去其压电性能，这个温度界限，叫做居里点。各种压电陶瓷其居里点

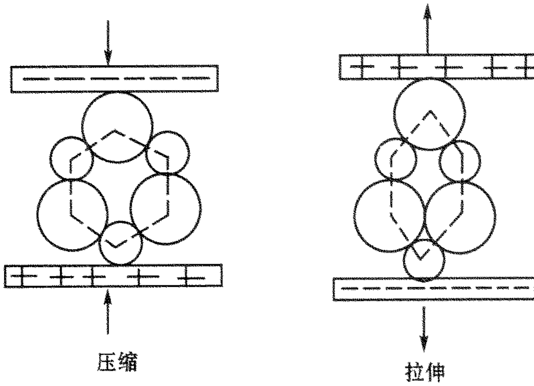


图 7－15　正压电效应原理图

的数值亦不相同。在工作中必须注意，虽然晶片温升尚未达到居里点的数值，但由于受热，其晶片内部分子已有部分排列开始发生变化。使压电性能下降。故超声探头不宜用煮沸法消毒。

二、常用的医用探头

常用的医用探头有二种：即脉冲式探头和超声多普勒探头。

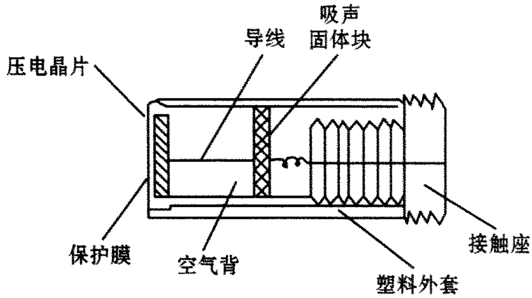
在脉冲式探头中目前应用较多的为单探头，如图 7－16 所示。目前探头生产尚未标准化，但其结构基本相同。探头的前端是一压电陶瓷晶片，晶片二面涂以薄的银层，焊接导线作为电极，接触人体的一面通至后方接触座的外圈金属，与仪器的机壳（地线）连接。不接触人体的一面，用导线与接触座的中心点焊接，作为仪器的电脉冲输出与接收回波电信号的输入。晶片装在有机玻璃的空心外壳中。为保护银层，在其前面涂以环氧树脂薄膜。理论上这层薄膜的厚度应控制在其中传播的超声波长的 2/1；实际上一般都是先涂得厚些，采用边磨边测灵敏度的方法，至反射最高时即为最佳厚度。在晶片的另一面，或是不加任何物质，接触空气叫空气背。或是加钨粉，二氧化钼等吸声材料，如图 7－17 所示。以增加声阻尼，减少杂波。探头接触座的中心点，可做成弹簧式或固封式（以求水密）。

常规用探头的晶片直径 Ø＝12mm，探头外径 Ø＝14mm，长度为 40mm 左右。

使用探头时应特别注意：因压电陶瓷脆性大、易碎，故应防撞碰。另外对非水密性探头，应不让清洗用水进入接触座内。另外还需注意防热、防酸碱腐蚀和各种有机溶剂腐蚀。

属于脉冲式探头者，因临床需求不同而有多种形状，现简述如下。

（一）加长探头　能在人体腔道内进行探测，如图 7－18 所示的乙状结肠镜内用的加长型探头。



6-16

图 7 – 16　常规探头结构示意图

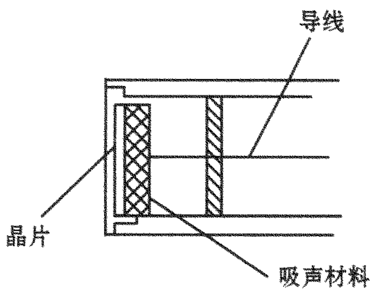


图 7 – 17　有吸声材料的探头结构示意圈

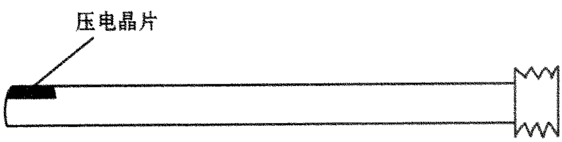


图 7 – 18　加长型探头

（二）指戒式探头　探头变薄，以便置入腔道内，配合体内体检时探测使用，指戒式探头，应用时带在手指上，可随意变换探测方向。

（三）脑针型探头　晶片为小型，放置在顶端的侧面。颅骨钻孔后可插入脑组织，寻找肿瘤方位及深度，如图 7 – 19 所示。

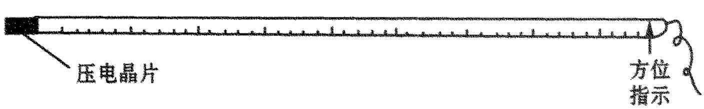


图 7 – 19　脑针型探头

（四）手术用探头　多制成薄片型，边缘接出导线。以便夹在手指间安放到较

深、较狭的部位，如图 7－20 所示

（五）血管内探头　一种是利用超声的作用，如静脉内导管式探头，可从上肢插入右心房、室，利用 C 型法或 PPI 型法检查心壁疾病。另一种是利用低频声波的压电效应，将心内的心原心音或与结石等磨擦而致的声音变成电信号传出，常用心内心音—心导管联合探头，胆石探测探头等。

（六）穿刺定位用探头将晶片作成圆圈形，中间装置一枚可以调节进退的穿刺针，如图 7－21 所示。消毒后在体表探测。当测得脓肿或肿瘤以及准备吸取该处活组织检查的目标后，穿刺针可立即进入。达到诊断与治疗的目的，这样穿刺定位准确。

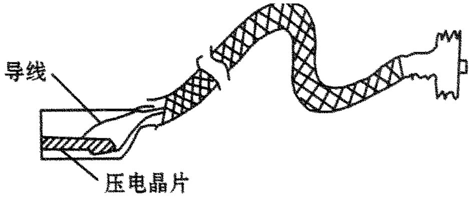


图 7－20　手术用探头

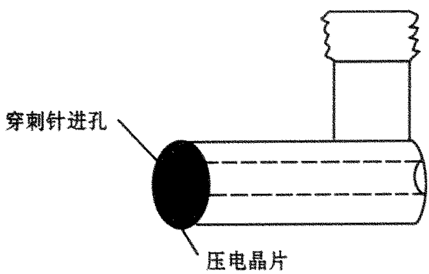


图 7－21　穿刺定位用探头

（七）眼杯式探头　探头装在眼杯的底部，眼杯内盛生理盐水，对眼作间接探测，如图 7－22 所示。

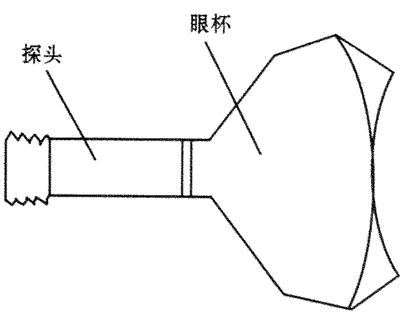


图 7－22　眼杯式探头

（八）儿科用探头　其前端晶片及外壳面积都较小，一般直径 6～7cm，故应挑选压电转换效率高的晶片制造，如图 7－23 所示。

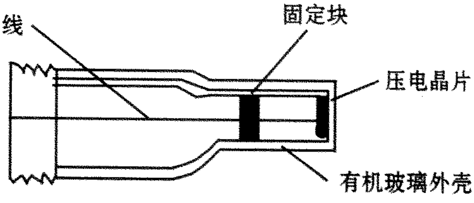


图 7－23　儿科用探头

（九）聚焦式探头　聚焦式探头可使声束变细，能量集中，提高横向分辨力，而使焦距附近范围内的被测结构回声反射更为明显。一般有晶片球面型聚焦，晶片平面型加声透镜聚焦，球面型聚焦反射，抛物面聚焦接收，以及球型聚焦的平面区，如图 7－24 所示。

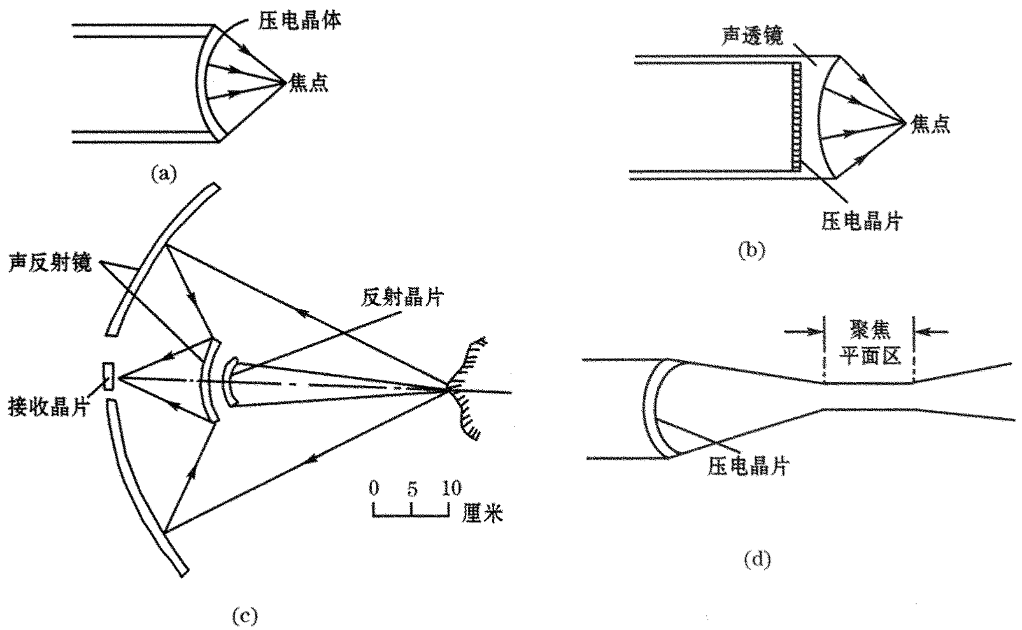


图 7－24 聚焦式探头

（十）探头旋转式显像仪上的探头装置　该探头是将二片椭圆形的压电陶瓷镶嵌在旋转式圆盘直径线的二对面。二个晶片性能要求一致，均为单收单发，在旋至某点时开始工作，再旋半圆则停止工作，此时其对面一片则又进入开始工作状态。这样二个探头相互交替工作，如图 7－25 所示。

下面介绍多普勒超声诊断仪上使用的多普勒探头。超声多普勒探头与前述探头

不同，它用二块晶片制成，一发一收，晶片的形式可分为六种，如图 7－26 所示。

（1）二块分别放置的方形或长方形晶片（平行或成角镶嵌），如图 7－26 所示。

（2）二半分别放置的半圆型晶片。

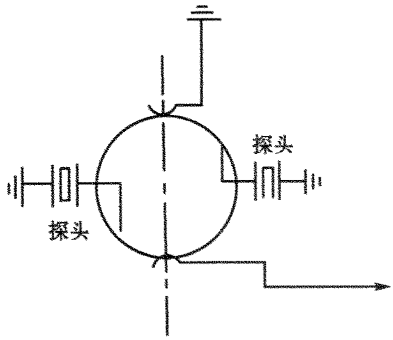


图 7－25　旋转式显像仪所用探头

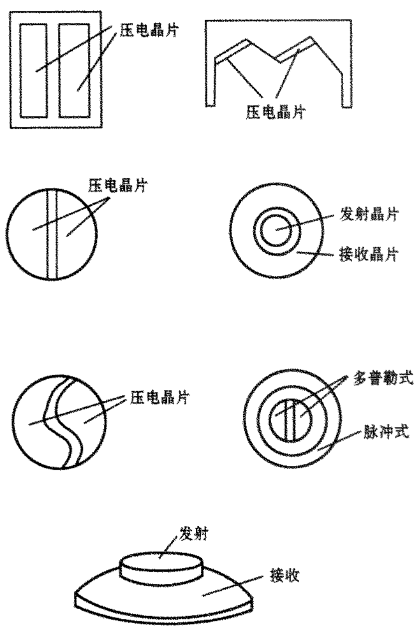


图 7－26　各种类型的多普勒超声探头

（3）将单块圆片的一面划开一个小圆，变成一块中心圆片与一个圆环。中心圆片用于发射，外圈圆环用于接收，其另一面为公共接地点。

（4）单块圆片的一面划开成“S”形，一发一收；另一面为公共接地点。

（5）“脉冲 M 型－多普勒”联合探头，其中心为多普勒部分。分成二个半圆，而外圈圆环为脉冲式 M 型部分。

（6）重叠式超声多普勒探头，由二个晶片重叠构成，二晶片间用环氧树脂隔离，接触人体的晶片为收，另一片为发。

另外还有由多个晶片组成的多探头，利用转换开关或电子开关，使各晶片轮流工作。多探头亦称布阵（列阵）探头子，一般晶片有 20 片、40 片、60 片等，其结构如图 7－27 所示。

一般探头的外形可根据上述各种需要进行设计，而频率主要决定于晶片的厚度，愈薄频率愈高。经常选用的频率有 0.8MHz，1.25MHz，2.5MHz，5MHz，7.5MHz，10MHz 等。

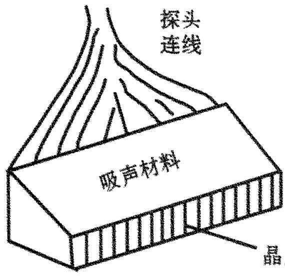


图 7－27　多探头结构示意图

第三节　超声诊断仪

超声诊断仪一般可分二类：脉冲式超声诊断仪和连续式超声诊断仪。

脉冲式超声诊断仪，一般按其显示和探测方法又可分为：

（1）A 型（单双和双相）超声诊断仪，为调幅式的显示方法，用波型显示，例如，上海的 JCZ－1 型，武汉的 JZ－4 型，汕头的 TS－1 型，TS－3 型，CTS－5 型等，均属于脉冲式超声诊断仪。A 型超声诊断仪又分为单相和双相（双迹）。A 型可获得检查点的断层声像。

（2）B 型超声诊断仪，一般探头呈直线扫查运动，采用辉度调显示，可获得直线切面声像图。

（3）PPI 型超声诊断仪，一般采用雷达扫描方式即可获得扇型或圆周切面声像图。

（4）BP 型超声诊断仪（亦称混合型），可获得 B 型和 P 型的混合切面显示。

（5）C 型超声诊断仪，其探头扫查和同步显示均呈“Z”字型，能显示出声束垂直方向的横断面声像图。

（6）M 型超声诊断仪，其为光点在不同时间的运动曲线图，它是一种专门用于

检测运动脏器的超声诊断仪。

连续式超声诊断仪，一般可分为四种。

（1）监听式超声多普勒诊断仪。

（2）相位式超声多普勒诊断仪。

（3）超声多普勒血流计。

（4）超声多普勒显像仪。

下面分别叙述各类超声诊断仪的原理与结构。

一、A 型超声诊断仪的原理与结构

A 型超声诊断仪的方框图如图 7－28 所示。方框图包括：触发信号发生器、高频脉冲发生器、接收放大器、检波器、视频放大器、时基电路、示波管、探头、深度补偿电路和标距电路。下面分别叙述 A 型单相超声诊断仪和 A 型双相超声诊断仪的工作原理。

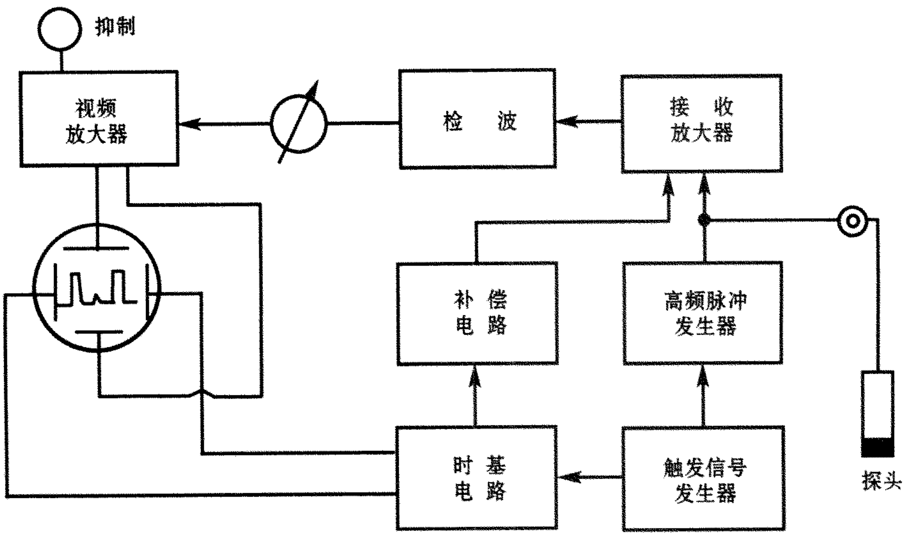


图 7－28　A 型（单相）超声诊断仪原理方框图

（一）A 型单相超声诊断仪

1. 触发信号发生器　亦同电步电路，是整机的同步主控电路。由它产生二个分离的脉冲，一个脉冲用来触发高频脉冲发生器；另一个脉冲用来触发时基电路，使二者同步工作，一般把每秒控制同步“开启”工作的次数叫做重复频率，超声诊断仪的重复频率一般为 50、200、400、600、1000 次/秒等。目前最高可达 10000 次/秒。

重复频率的数值可根据探查深度，探头频率和成像帧数进行选择，一般不宜过

高。过高一般会影响扫描时间，使探查深度受到限制，例如：重复频率为 2000 次/秒，其脉冲时间是 0.5ms（即 500μs），最大只能反映 500ms 以内的回声信号，重复频率高，荧光屏上的亮度也相应增强。一般国内的超声诊断仪的重复频率多在 1000 次/秒以内。而 B 型显像可选择在 2000 次/秒以上。

2. 高频脉冲发生器　亦称发射电路，主要用于产生脉冲超声波。一般线圈 L 和电容 C 组成衰减振荡槽路。其中 C 为探头晶体二端镀银膜所形成的分布电容，衰减振荡槽路如图 7－29 所示，其衰减振荡波形如图 7－30 所示。

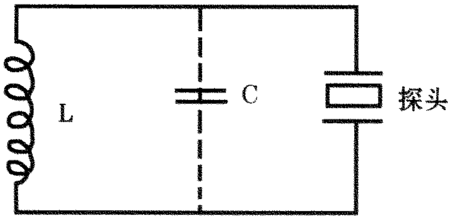


图 7－29　衰减振荡槽路

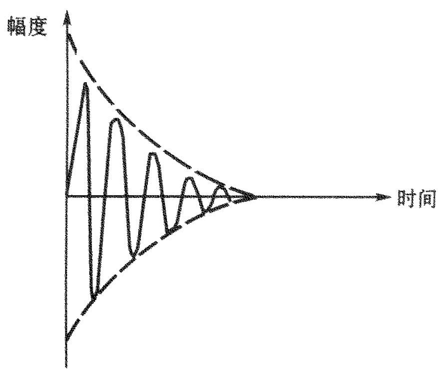


图 7－30　衰减振荡波形

振荡频率按照探头所需频率进行设计，若所需频率高，则匹配线圈 L 的电感量就选的小，若所需频率低，则匹配线圈 L 的电感量就选的大，而每一次高频振荡电压激励探头晶片时，便产生一次超声振动，即产生脉冲超声波。然后将此电信号加到接收部分进行高频放大，检波、视频放大，再送到示波管的垂直偏转板上，则荧光屏上便显示出一个脉冲电信号，这就是超声始脉冲，若将探头与介质（如人体）接触后，超声波便在介质内传播。当遇到不同的声阻抗界面时，即有超声反射回来，超声换能器便把回声变成电信号，此电信号同样加到接收部分，然后在示波管扫描线上以不同的脉冲幅度在其相应的时间上显示。一般显示部分有输出调节旋钮，用以控制输出脉冲的宽度和幅度，以调整输出超声的强度（也即持续时间）

3. 接收部分　包括高频放大器。检波器和视波放大器。

高频放大器的主要作用是把反射回来的微弱脉冲超声讯号经探头转换成微弱的电信号进行放大。放大后的高频脉冲电信号，经检波后变成单向的视频信号，再经视频放大加至示波管垂直偏转板上，即可进行显示。

高频放大器一般采用宽频带放大器，按照探头所使用的频率，然后进行参差调谐。

如果探头是使用 2.5MHz 的频率，则应把频率选择调到 2.5MHz 处。

高频放大器的性能直接影响超声诊断仪的灵敏度和波形的好坏。

在接收放大器中，尚有增益和抑制二个调节旋钮。增益主要用来调整输出放大倍数，抑制主要用于抑制一些杂乱无用的干扰波形，它是利用改变视频放大器阴极电压达到控制栅极电压，用以改变视频放大器的工作状态，从而抑制杂波，消除杂波干扰的影响。

4. 时基电路　包括矩形波发生器，锯齿波发生器和锯齿波放大器。

当水平偏转板上加上随时间变化的锯齿波电压时，光点就在锯齿波电压作用下产生时间位移。当触发信号发生器的负尖脉冲加到矩形波发生器上时，则矩形波发生器立即产生一正矩形波送至示波管控制极上，使光点升辉。而输出的负矩形波使锯齿波发生器产生一锯齿波电压，此锯齿波电压经放大器放大后，送至示波管水平偏转板上，即产生扫描线。

在时基电路中，还有粗调和细调二个旋钮，利用这二个旋钮改变锯齿波电压变化的快慢时间，以选择合适的扫描时间线，使之适应人们探查深度的需要。

5. 附加电路　为了使用方便和满足临床上的要求，除上述的主要电路外，还有一些附加电路，如各种时标电路，作为探查深度的标记和尺度。而延时电路，主要用于使反射脉冲延迟一定的时间，以选择扫描线性最佳的位置。另外，附加电路还有补偿电路，主要用于使深部位反射回来的超声弱信号得到补偿，目前生产的超声诊断仪器都增加了这一附加电路。

（二）A 型双相超声诊断仪

A 型超声双相诊断仪主要用于探查颅脑占位性病变，故也有颅脑超声诊断仪之称。

A 型双相超声诊断仪的方框图如图 7－31 所示。

A 型双相超声诊断仪是利用电子开关电路同时控制同一电路中的二组 A 型单相超声诊断仪进行工作。现把二组分别称为 A_1，A_2。其工作原理如下：当第一组触发脉冲打开时基电路时，同时打开 A_1 发射和接收电路，使之和时基电路产生的第一次扫描取得同步，同时 A_2 的发射和接收电路被关闭。当第二组触发脉冲打开 A_2 的时基电路时，同时也打开 A_2 的发射和接收电路，使之和时基电路产生的第二次扫描取得同步。与此相应的 A_1 的发射和接收电路被关闭。

这样二组依次循环交替工作，产生二次扫描，二次发射和接收。A_1 经放大后的

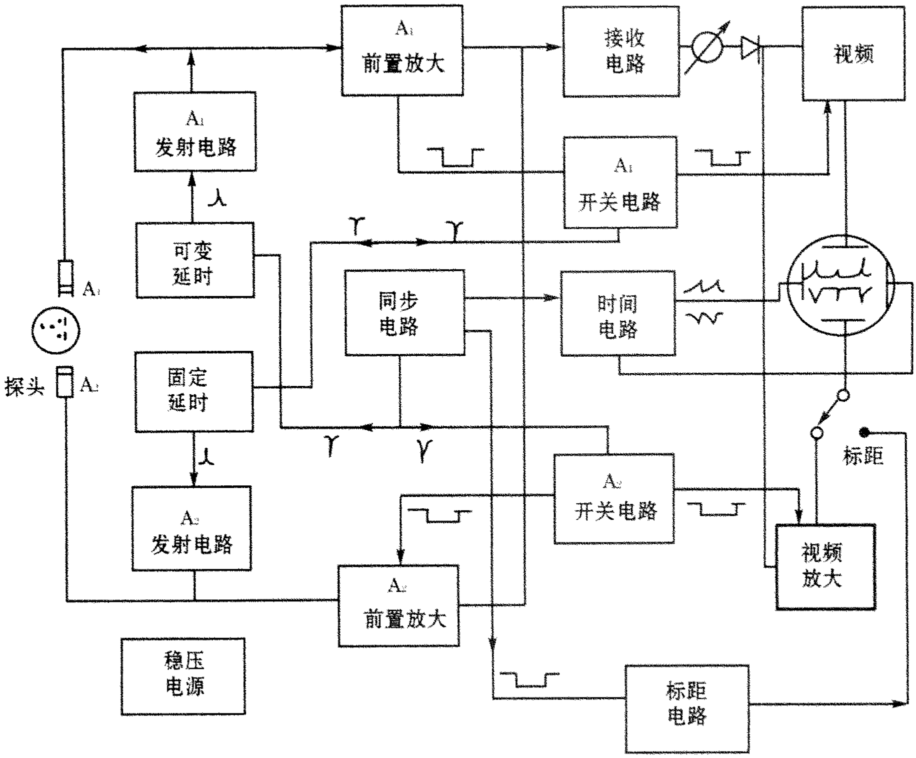


图 7－31　A 型双相超声诊断仪方框图

超声回声脉冲信号加到垂直偏转板的一端。A_2 经放大后的超声回声脉冲电信号加到垂直偏转板的另一端，采用双探头分别接到 A_1 和 A_2 发射和接收端，以便进行对称部位的检查，即可在荧屏上同时出现上下二个 A 型的调幅波。

为了使二组的发射始脉冲在荧光屏上对齐，一般采用延时电路，调整二组的发射脉冲的位置，使二组的发射始脉冲一致，这样便于进行观察和比较。

二、B 型超声切面显像仪

B 型超声切面显像仪亦称 B 型超声诊断仪，或 B 型超声断层显像仪。

B 型是在 A 型基础上发展起来的，与 A 型相比有二个特点：

1.B 型的时基线一般加在垂直偏转板上，放大后的回声脉冲电信号加到示波管的阴极（或控制栅极）上，则在荧光屏上呈现垂直的光点线；这是由于放大的回声脉冲电信号作用于阴极时，改变了阴极和控制栅极的电位差，使发射的电子束受到调制，因此在扫描线的相应时间上增加亮度而形成光点，所以每个回声脉冲电信号就形成了一个一个的光点，即得到所谓光度调制，当信号强时，则光点就亮；信号

弱时，光点就暗。

属于这类仪器的有国产 TS－1 型，TS－3 型，CTS－5 型，CZD－1 型等。

2.B 型可以进行一直线的连续扫描，在荧光屏上可获得把多点的回声图连成一直线的断层切面声像图。这一工作过程是由加到水平偏转板上的线性分压器来完成，它使探头在作直线运动时，由于其电位在作线性变化，故能在荧光屏上把探头的扫描位置显示出来。

下面分别介绍几种 B 型超声显像仪。

（一）B 型超声手动扫查仪

早期的手动 B 型超声诊断仪，利用探头在作直线扫查时，垂直的时基线（即回声脉冲在时基线上经调制后形成的光点线）就在线性分压器电位变化的作用下，产生水平的移动，其线性分压器的作用，即保证了在探头直线运动时的所在位置和荧光屏上时基线所显示的位置始终一致，即二者始终保持同步。

现在新的 B 型仪多采用扫描同步线性电压发生器来完成同步成像的功能，其性能比上述方法稳定。这样在人体某一部位进行直线扫查时，在荧光屏上便可显示出相应部位的切面声像图，该仪器的工作原理方框图如图 7－32 所示。

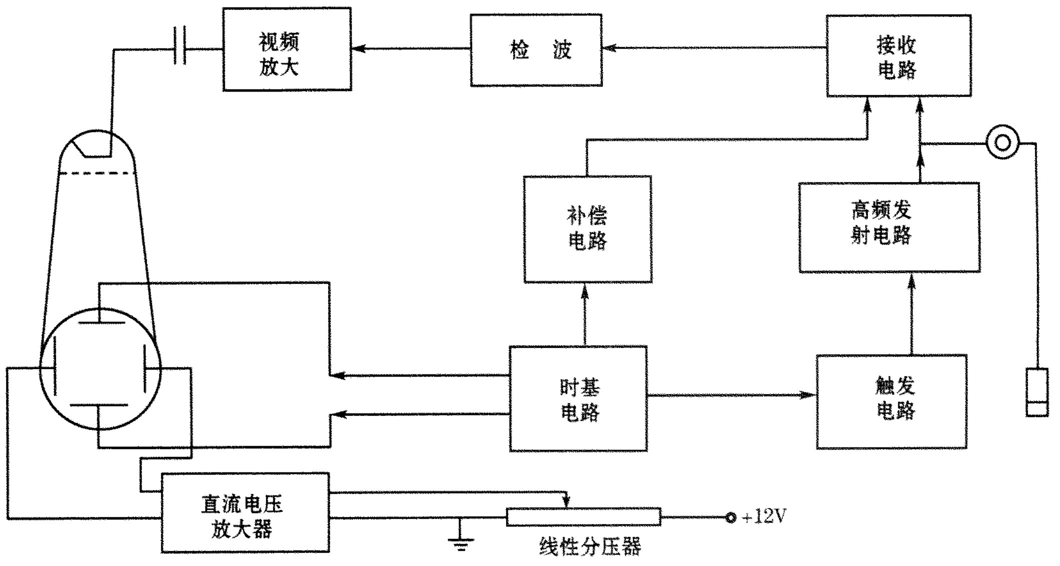


图 7－32　B 型超声诊断仪原理方框图

（二）B 型快速自动扫查显示仪（实时成像）

上面讲的 B 型显像装置，每扫查一次构成一幅声像图需要几秒钟以上的时间，由于脏器的运动，常常引起图像畸变。为了克服这一缺点，现已出现了一些 B 型快速扫查显像装置。

B 型快速扫查，显像的关键是提高探头直线运动和扫描同步显示的速度。这一速度必须每秒在十几次至一百次以上，这样快速的扫查显像，在荧光屏上显示的声像图始终是完整的，快速扫查显像仪一般采用中余辉显示管，由于它是快速连续显像，可以观察脏器的瞬时像，以及运动的情况，拍照下来的瞬间照片，是静止的切面声像图。

完成这样快速扫查显像的 B 型诊断仪有二种，一种是多探头电子开关的 B 型超声自动扫描仪；另一种是旋转式探头的 B 型超声快速自动扫查仪。

1.B 型超声自动扫描仪

目前国内已有 20 个晶片，40 个晶片，60 个晶片组成的多探头电子开关式 B 型超声自动扫描仪式，主要用于心脏的检测显像，可在荧光屏上显示出心脏各层组织各个瞬时的切面声像图，对观测、研究心脏各层组织的运动情况，具有一定的价值，也可用于对其他脏器进行检测显像。其仪器的简单工作原理如图 7－33 所示。

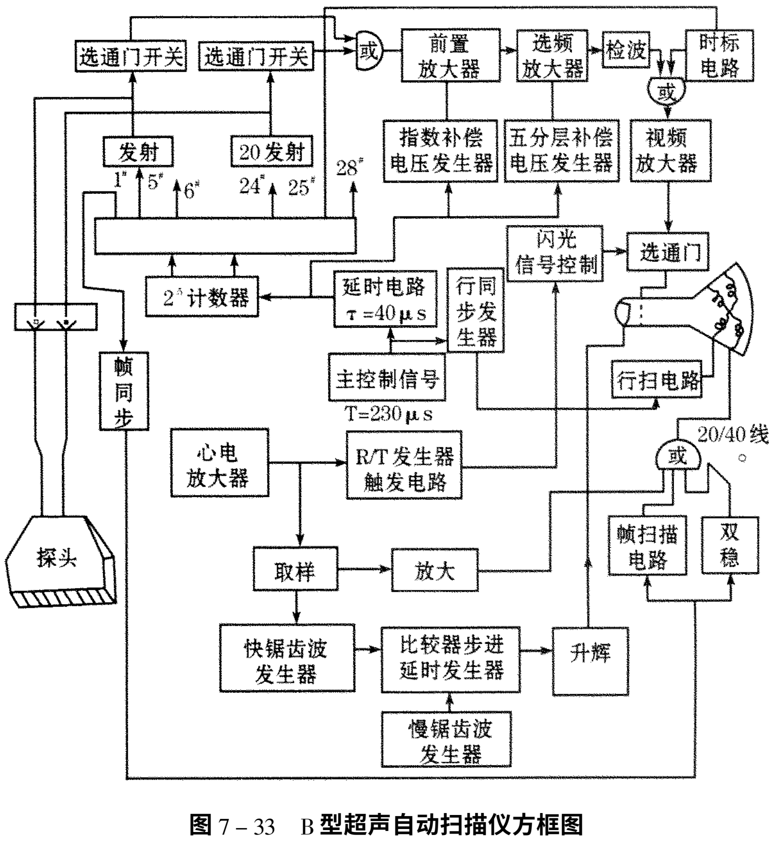


图 7－33　B 型超声自动扫描仪方框图

它由主控信号发生器（T = 230μs，f = 4.35kHz）和延迟级（40μs）同步指挥整机工作。由 2^5 计数器，1# ～32# 译码器矩阵电路和激励级，选通门等组成电子开关电路，在主控信号的主控同步指控下，使多探头由 1 至 20，以 20μs 的时间间隔进行顺

序的依次切换和行扫描（时基线）同步工作。多探头一个一个地顺序发射和接收，完成直线扫查的工作过程，而帧扫描信号发生器和帧扫描电路产生的扫描时间，保证每个探头的所在位置对应 1～2 条水平扫描线作同步显示，每幅声像图 20～40 条线组成，其扫查显示的工作过程如图 7－34 所示。

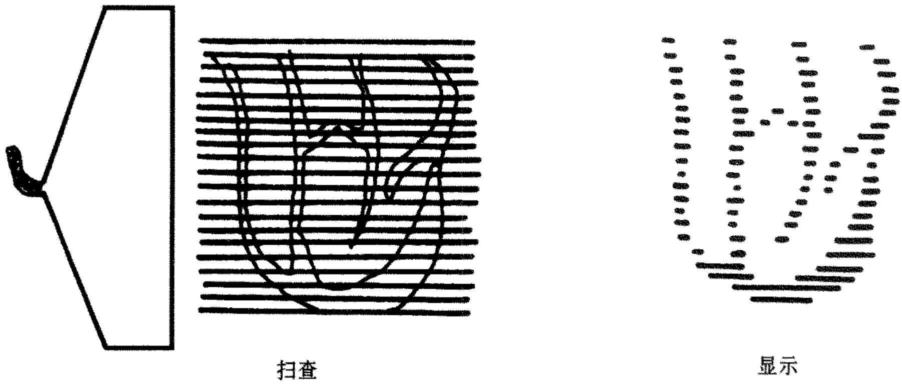


图 7－34　20 个探头 B 型超声自动扫描仪扫查和显示示意图

此种仪器每秒能得到 130～150 幅声像图，每幅声像图的重复周期为 65～60μs。这样就可以观察到心脏、血管等运动脏器的切面声像图的运动状态。

为了观察心电 P 波、QRS 波、T 波与心脏运动的相互关系，还增设了心电图电路、取样放大电路等，使在显示器上（显像管垂直磁偏转）作同步显示。为了拍摄心电图各波群的心脏瞬时运动状态，该仪器还设计了经由心电 R/T 波同步触发电路、闪光信号控制电路等组成的心电同步摄控制部分，拍摄的瞬间闪光信号同时使显像管增辉。

为了使深浅各层组织具有较好的清晰度，除采用了一般的指数电压深度补偿电路外，还增设了有五分层电压补偿增益控制电路。

最近国产的 XJY－7A 型电子的扫描超声断层显像仪，使用 60 个晶片组成的探头，也采用组合发射和接收超声波的方式，以一定的规律秩序步进，可以在荧光屏上获得实时的断层图像。XJY－7A 型采用飞越扫描，即晶片按一侧和中心交替地进行激励，依次进行切换，例如，一个由 60 个晶片组成的探头，可把晶片 1～7 组成的第一组，同时发射和接收超声波束，为缩短成像时间，把晶片 27～33 组成第二组，同时发射和接收超声波束，然后依次切换，这种扫描方式称为飞越扫描法。这样超声脉冲发射频率可以提高，从而使成像时间缩短，同时也避免了串音现象，否则由于探头晶片的转换应该在超声回波消失以后才能进行，从一端到另一端切换晶片就需要较长的成像时间，另外 XJY－7A 型为了提高组成图像的扫描线密度，采用在奇数场以 n 片换能晶体同时发射和接收超声波，在偶数场以 n＋1 片换能晶体同时发射和接收超声波，二场组成一帧，以此提高组成图像的扫描密度。

XJY－7A 型，除了作心脏的动态显像外，还适用于腹部脏器，泌尿系统和妇产科疾病的诊断。

2.B 型超声快速自动扫查仪

该仪器采用机械旋转探头和电子同步扫描相结合的方法。采用二只规格相同的超声换能器（例如铁钛酸铅晶片），频率为 2.5MHz，成 180°对称地镶在由相同吸声材料制成的锥体头上。旋转探头装在密封的盛满蒸馏水的特制机头盒中，用马达、变速器传动旋转。探头在旋转中使二只换能器在反射镜位置上交替工作 180°，超声束通过机头盒中的反射镜，透过机头盒表面的乙烯薄膜进行发射和接收，探头在旋转中经反射镜反射的超声束为平行直线运动，如图 7－35 所示。其扫查长度为 140cm，探头深度为 16cm，利用探头上下移动变化反射位置，以达到改变切面位置的目的。在扫查装置移动位置的情况下，可在 3.5cm 的范围内任意选择切面，而且装有同步的切面位置指示器表明扫查的切面部位。

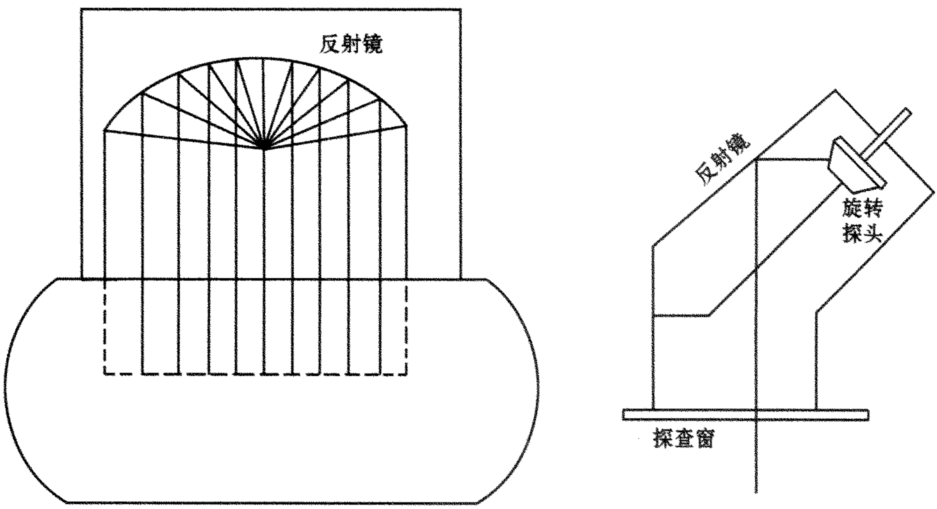


图 7－35　旋转探头工作原理示意图

B 型超声快速自动扫查仪，其工作原理和其他 B 型仪器类似，只是扫查和同步扫描速度不同。

下面以 CXX－1 型 B 型超声快速自动扫查仪为例，说明 B 型超声快速自动扫查仪的一般原理。CXX－1 型的方框图如图 7－36 所示。它包括同步电路、高频脉冲发生器、接收电路、深度补偿电路、时间电路、成像同步电路、消隐电路等。现分述如下。

同步电路亦称主控电路。它由多谐振荡器组成，每秒产生 2000 次的同步触发脉冲信号，指控高频脉冲发生器和扫描时间电路等同步工作。其重复频率为 2000 次，因此同步电路是整机同步工作的主控部分。

高频脉冲发生器在同步脉冲触发信号的控制下，每秒扫描电路同步工作 2000 次，产生工作频率 2.5MHz 的脉冲高频电压，其时间为 2μs，加至高频脉冲功率放大器变为电流信号，经反射线圈加至探头晶片，使之产生 10W 的脉冲超声波，作用于人体的有效超声功率为 3mW 左右。

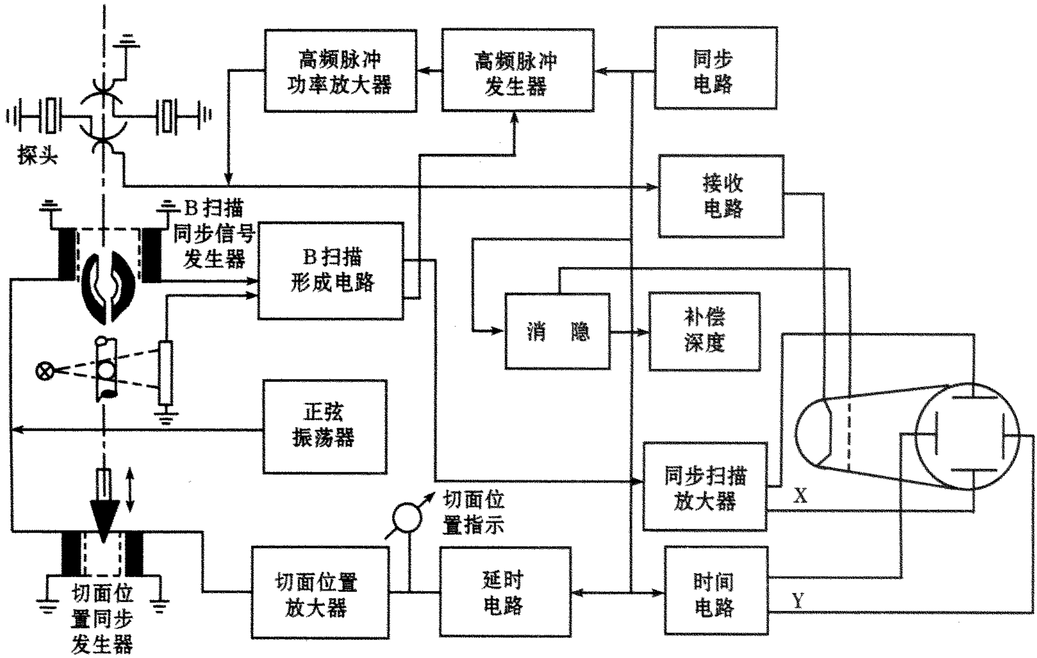


图 7－36　CXX－1 型 B 型超声快速自动扫查仪原理方框图

接收电路由二级宽频带放大器、前置增益控制放大器和串联参调放大器以及检波器、视频放大器等组成。电路的工作原理与 CTS－5 型的接受电路基本相同，但它具有频率宽、放大性能稳定和增益高等特点，整机增益由加至前置放大器第一栅极上的负电压调节控制，而抑制调节是由加至视频放大器第一栅极的负电压调节控制。

深度补偿电路即在同步触发信号的控制下，产生指数曲线的深度补偿电压信号，加至前置放大器的第一栅极上，经放大后供串联参调放大器进行深度补偿。深度补偿的大小可进行调节。

时间电路它由延时电路，锯齿波发生器和放大输出电路等组成。当同步触发信号加至延时电路时，则延时电路产生延迟信号触发锯齿波发生器，使扫描时间线延迟到由探头接触人体所需时间以后才开始工作。在人体内脏器的反射信号充分显示在荧光屏上。

B 扫描成像同步电路它由 B 扫描成像同步信号发生器和放大器输出等电路组成。B 扫描同步信号发生器由正弦波振荡器产生 99kHz 的交变电压，送至 B 扫描发

生器的初级线圈，使圆形磁环产生交变磁场。

在探头同轴上装有二个特制半圆铜片，并与二个晶片相对应。当探头旋转时，铜半圆片通过磁环缺口，使磁场强弱发生变化，则次级线圈产生一个扫描调制信号，这一调制信号和探头运动时的工作位置相对应，然后将这一调制号经倍压检波放大形成 B 扫描电压，送至阴极耦合放大器，放大后的同步扫描电压加到示波管的水平偏转板上，产生与声速扫查位置相对应的同步扫描，完成直线切面成像的显示。

一般探头每秒旋转 8W，二组晶片交替工作，故每秒可显示 16 幅声像图。

消隐电路它平时处于截止状态。而当同步触发信号送至高频脉冲发生器和扫描时间电路时，使其产生升辉时间脉冲电信号，然后加至示波管的栅极进行升辉。平时是使示波管栅极处于负电位，使电子束减弱或截止，以达到消隐的目的（无光点或回扫亮线）。

在探头同轴上装有一个消隐信号发生器，当探头旋转至非工作位置时，而扫描线回扫开始。灯光通过孔隙激励光电管，产生一消隐脉冲信号，使高频脉冲发生器停止工作，同时使消隐电路产生消隐负脉冲，并送至示波管栅极使之消隐。

切面位置同步指示电路它是利用当探头在旋转运动过程中，声束经抛物反射镜形成一聚焦声束，经窗口乙烯薄膜作直线扫查。与此同时，机头部分还需要设有一直流电机和机械传动部分，当转换开关接通变换电机的正负极性时，可带动探头沿抛物反射镜作上下移位运动，改变声束与抛物反射镜的上下位置，经窗口薄膜的扫查位置亦将随之改变，其范围可从 0～3.5cm 改变其直线扫查位置。

为了指示切面声像图的扫查部位，该仪器设有切面位置指示电路，其工作原理是把 90kHz 的交流信号送至切面位置同步信号发生器的初级线圈，使圆磁环产生交变磁场，这样当探头上下移动时，同时带动一个三角形的特制铜片，使其通过磁环缺口，引起磁通变化，故在次级线圈便产生一个电压信号，这一信号是一个被调制的，并且与声束扫查位置改变相对应的同步电压信号。将这一信号经倍压检波，送至射极跟随器，用一个 600μA 的电流表进行指示。其扫查位置与指示器的刻度有一对应关系，经校准调整后，即可正确指示扫查切面位置。该仪器的最大特点是探头和反射镜构成一个超声发射的聚焦系统。使超声束在探测深度范围内呈现较小的截面，从而提高了横向分辨率；另外，探头是经不含气泡的水袋间接进行的，并且不需暗室设备，操作简便，即可得到清晰的声像图。

三、M 型超声诊断议

M 型超声诊断仪的工作原理和 B 型基本相似是，二者都是采用辉度调制，但探查方式、扫描方法及其显示的内容不同。

B 型采用直线扫查，显示为切面声像图。

M 型的探查方法是将探头固定在某一探测点上，如对心脏的探查就可采用这一方式。由于心脏是在不停地进行收缩和舒张，其各层组织和探头间的距离亦在发生有节奏地改变，这样反射的超声脉冲在时间上产生同样有节奏地变化，相应的在荧光屏的时基线上的回声光点间的距离也产生有节律性的改变。M 型的时基线与 B 型相同，亦加在示波管垂直偏转板上，在荧光屏上便呈现垂直方向的时间扫描线（光点线）。M 型与 B 型根本不同的一点是在水平偏转板上增加了一组变化较慢的锯齿波时间电压，即慢扫描电路。使垂直的时间线产生 10cm/2s，10cm/5s，10cm/10s 等不同速度的水平扫描，这样就可以把心脏各层组织在不同时间的运动特点显示在荧光屏上，即得到了心脏组织不同时间的运动曲线图，它代表心脏或人体软组织的空间位置深度和时间的关系曲线，由于英语 Motion（运动）的字首为“M”，故国际上称为 M 型超声诊断仪。

M 型对运动的组织脏器，如横膈、胎儿运动、胎儿心脏等均可进行探测。故 M 型超声诊断仪亦称为超声心动图仪。

现以国产的 CXT－1 型超声心动图仪为例说明 M 型超声诊断仪的基本原理。CXT－1 型超声心动图仪为心动、心音心电同步显示装置，采用长余辉双线示波管，如图 7－37 所示。

下面主要介绍 CXT－1 型的心动部分，它包括同步电路、延迟电路、高频脉冲发生器、接收电路、补偿电路和慢扫描电路等。

（一）同步延迟电路 由多谐振荡器产生每秒一千次的脉冲触发信号，主控高频脉冲发生器，Y 轴扫描，深度补偿以及时标电路，使其能够同步工作。而延时电路可使高频脉冲发生器延迟，使在扫描开始后的适当时间进行触发，以保证脉冲能在扫描线开始扫描后的线性较好的一段出现。

（二）高频脉冲发生器 亦称发射电路，其振荡频率分为二档，2.5MHz 和 5MHz。并与接收电路的频率选择转换开关同轴调整。由于 CXT－1 型采用了聚焦探头并增加了 5MHz 的振荡频率，故其分辨力有了很大的提高。

（三）接收电路 包括宽带放大器、前置控制级、三级参调放大器、检波器、视频放大器和跟随器等。此电路频带较宽，有 2.5MHz 和 5MHz 二个接收槽路进行频率选择，整个接收电路的增益为 120dB。CXT－1 型的视频放大器的后面还增加了一级整形电路，扩大了动态范围，当视频级的反射脉冲触发整形电路时，便可产生一矩形脉冲，其波形如图 7－38 所示。可将视频级高低不等（大于 5mV）的反射脉冲均变成等幅的脉冲加至示波管的阴极进行调制，荧光屏上显示同等亮度的光点，使反射较弱的回声信号亦能清晰的显示出来。整机增益由控制电路改变前置级的栅极电位进行调节，而“抑制”调节是利用改变阴极电位进行调节。

（四）深度补偿电路 此电路为直流电压跟随器，在补偿电路处于未被触发时，仪器灵敏度主要由增益调节。当同步触发信号触发补偿电路后，补偿电路便与 Y 轴扫描电路同步工作，即补偿电路所产生的深度补偿电压在时间上和扫描时间同步调

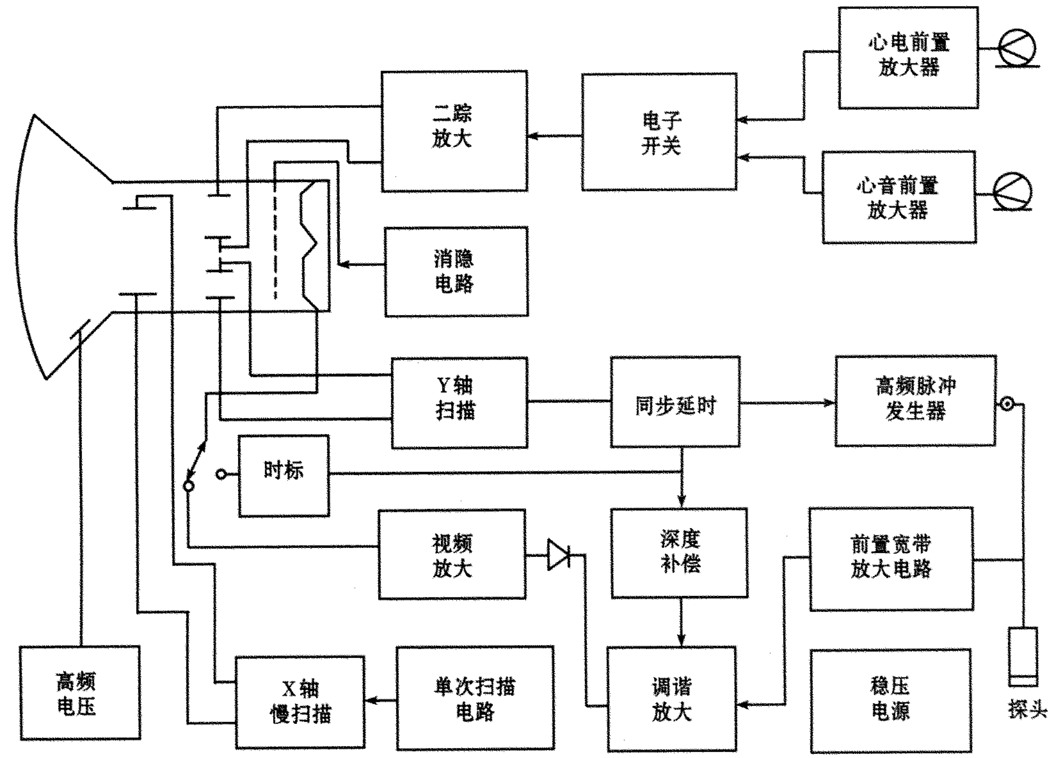


图 7－37 CXT－1 型超声心动图仪原理方框图

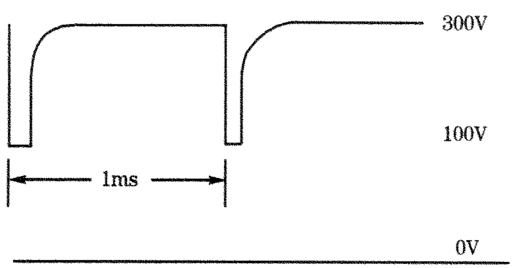


图 7－38 整形电路波形图

节，此补偿电压经直流跟随加至接收电路的前置放大器和第一级参调放大管的帘栅极上，进行补偿放大；此二级都受补偿电位调节控制，为可变补偿。同时还有一组补偿电压直接加至第二、三级参调放大器的栅极上为固定补偿。由于电路采用了四级指数补偿，故使深部位的分辨力得到了提高。

（五）标距电路　主要由多谐振荡器组成。当同步触发脉冲触发多谐振荡器时，多谐振荡器产生 37.53kHz 的脉冲信号，脉冲间隔时间为 26.6μs，将其送至示波管的阴极上进行调制，则荧光屏上光点间隔为 2cm 的标距。

（六）Y 轴扫描电路　由锯齿波发生器和放大输出电路组成，当同步脉冲触发时，锯齿波电压发生器产生扫描时间电压，再经放大电路放大后送至示波管的垂直偏转板上，从而产生时间扫描线，它反映人体软组织或脏器在深度方向上的空间位置。

（七）慢扫描电路　由慢扫描锯齿波发生器和放大器组成。慢扫描的速度有 50mm/s、25mm/s 二档，可供选择。

CXT－1 型装有连续扫描，单次扫描转换开关和单次触发按钮。当用单次时，将转换开关拨至“单次”，再按动一次单次触发按钮，则慢扫描电路便被接通一次，产生一次扫描，慢扫描锯齿波发生器产生的扫描电压，经放大后，送至示波管水平偏转板上，产生水平的慢扫描。

（八）电源　均采用稳压电路，保证仪器稳定工作，不受电源电压波动的影响。

M 型超声心动图已成功地运用于临床诊断，临床根据入射声束的角度不同，可划分为五个不同的入射区，如图 7－39 所示。

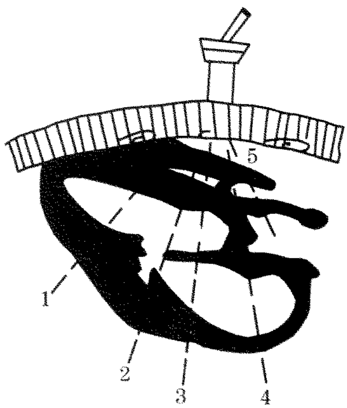


图 7－39　超声心动图的五个标准检查区

即左室腔区，左室腔标准测量区，二尖瓣区，主动脉瓣区和三尖瓣区。各区的心壁及室间隔厚度，各心腔的大小及其变化都不相同，因此可得到一组正常人的超声心动的距离一时间曲线，如图 7－40 所示。

如发生病变，其超声心动的距离一时间曲线就会发生改变。例如正常人的二尖瓣前叶曲线呈双峰形态，而对于二尖瓣狭窄病人，其二尖瓣前叶曲线即失去双峰特点，而变成类似于矩形脉冲型，如图 7－41 所示。

并且其距离—时间曲线变粗，表示二尖瓣膜已经增厚。目前，利用 M 型超声心动图仪，已能对心包病（心包积液）、心肌症、先天性心脏病以及心腔内活动性病变，均能取得良好的诊断数据，由于它能无创伤性地提供心脏内部结构及其活动规律，并有检查安全，结果可靠，重复性好等优点，故深受临床医生和患者的欢迎。

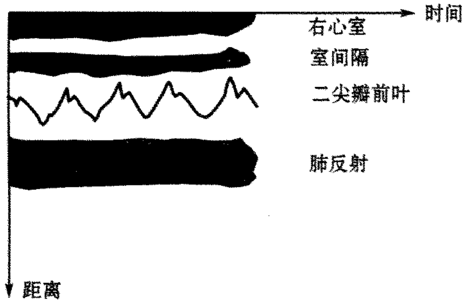


图 7－40　正常人的超声心动距离－时间曲线

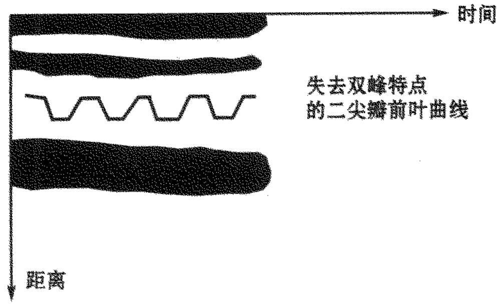


图 7－41　二尖瓣狭窄患者的超声心动距离－时间曲线

四、PPI（plan position indication）型超声诊断仪

PPI 超声诊断仪，亦简称“P”型。可做扇型切面显像，其原理图框如图 7－42 所示。该超声诊断仪，包括触发电路、时基电路、高频脉冲发生器和接收电路等，这些电路都与 A 型和 B 型的电路基本相同，其中回声脉冲电信号采用了同 B 型相同的调制方法，也是以光点显示，但其扫查方法和同步扫描显示的方式不同。

P 型同步扫描显示是在垂直、水平四个偏转板上，分别加上一个正、余弦电压，使得探头的声束进行旋转运动，扫查时能进行同步显示，即当探头进行旋转运动扫查时，四个偏转板上由于加上正余弦电压，则时基线呈现扇形或圆形扫描，并与探头运动进行同步显示。因此探头发射、接收的方位和荧光屏上以始脉冲为中心的时基线的方位相一致，在屏上即可得到随探头扫查运动的扇形（或圆周环视）断层切面声像图。

P 型超声诊断仪，最适合于腔体内采用特制探头进行直肠、胃内等脏器作圆周环视扫查。

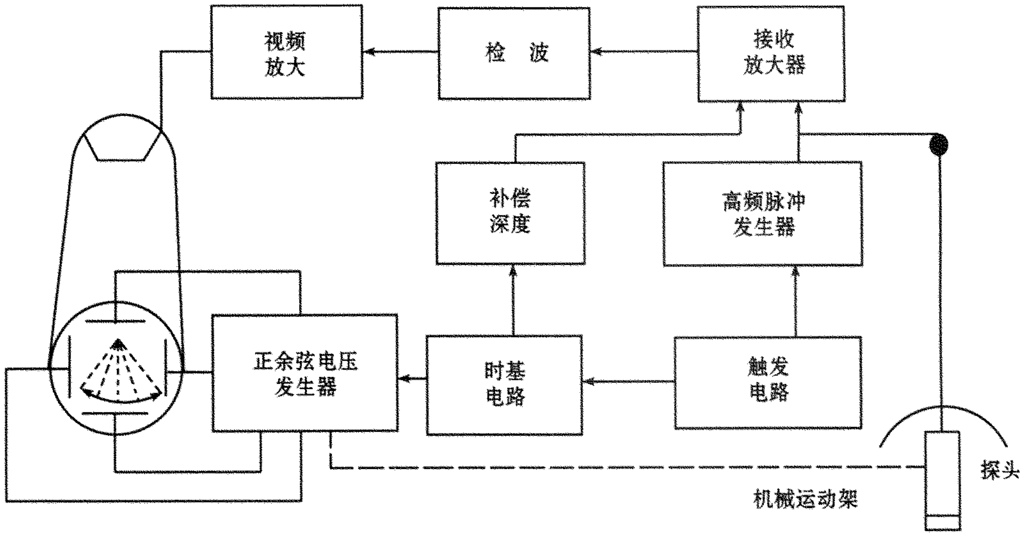


图 7 – 42 PPI 型超声诊断仪原理方框图

五、BP 型超声诊断仪

BP 型超声诊断仪是 B 型和 PPI 型的综合形式，也称为复合型扫查显像仪，其原理框图如图 7 – 43 所示。

BP 型超声诊断仪包括接收放大电路、检波器、视频放大器、高频脉冲发生器、触发电路、时差电路、正余弦电压发生器、线性分压器和直流放大器等。其同步扫描电压和前面讲述的 B 型和 P 型的原理相同，是将线性分压器和正余弦电压发生器分别接到示波管的水平和垂直偏转板上，这样当探头在 B 型直线扫查的过程中，同时还可以作 P 型环视扫查，随着探头的运动，在示波管偏转板上的线性分压器和正余弦电压发生器的输出电压亦要随着探头的运动而发生相应的变化。在荧光屏上所出现的时基（以始脉冲为基准）亦随探头扫查运动而相应地改变其直线位移的旋转方向，这种扫查的显示方法，可使探头始终保持与人体曲面相垂直，使各点反射回来的超声信号遗漏机会大大减少，从而能被充分接收，因而得到的声像图较为真实。

六、C 型超声诊断仪

主要包括触发信号发生器、高频脉冲发生器、时基电路、接收放大器和同步联动机构。如图 7 – 44 所示。

探头移动方式与电视扫描相同，呈 Z 字形。首先把某一断层的反射信号进行调

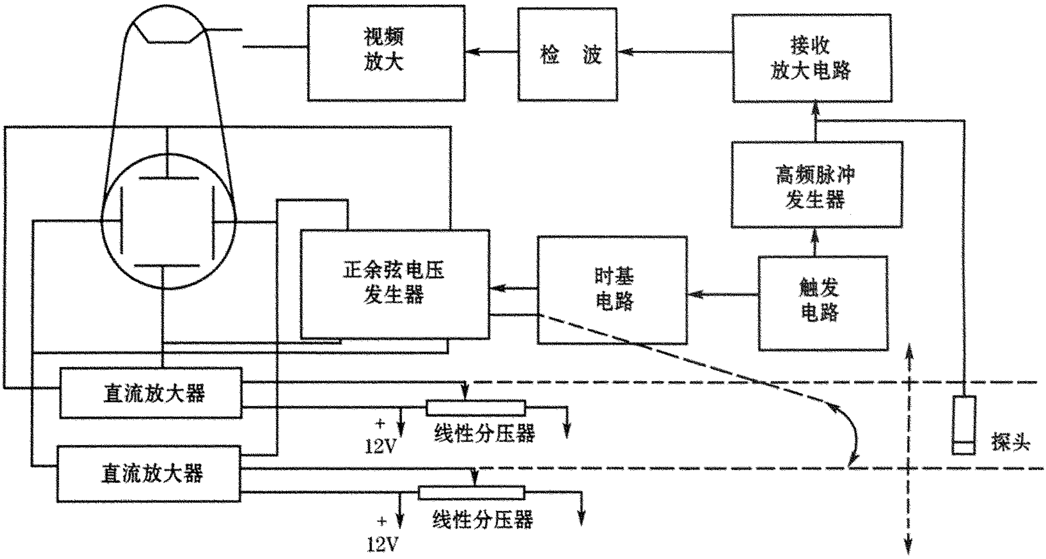


图 7－43　BP **型超声诊断仪原理方框图**

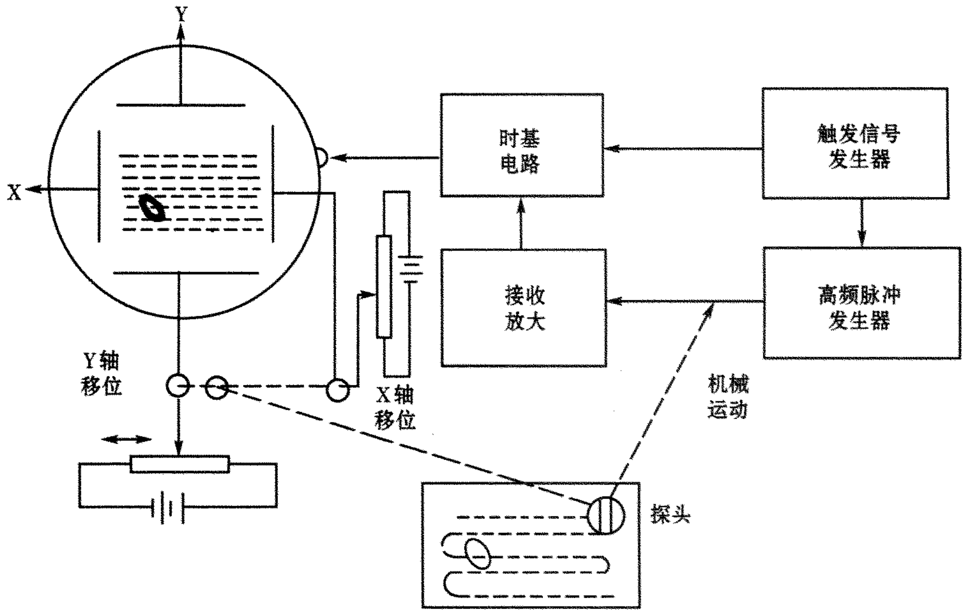


图 7－44　C **型超声切面显慷电路方框图**

制，变成一个光度调制信号（光点）进行显示，信号愈强，光点愈亮；信号愈弱，光点愈暗。利用平面的往返“Z**”字形进行扫查和同步扫描显示，所得到的超声切面图像是纵剖面。这种成像方法由于采用机械扫查，显示的声像图仍有畸变，并且**

不易实现实时成像，故使用的较少，但是，随着电子技术的发展和信息处理技术的提高，C 型超声诊断仪也有了新的发展。

第四节　超声多普勒（doppler）诊断仪

利有超声多普勒诊断仪能够对器官和组织无创伤性地检出其运动情况的信息，因而在医学领域中得到相当广泛的应用。超声多普勒诊断仪已由早期的监听式发展到目前带微机处理的脉冲超声多普勒实时显示系统。临床上超声诊断仪已成为对心脏、血管和胎儿检测的重要辅助手段。

下面分别介绍超声多普勒信号的产生原理、信号提取方式以及常用的超声多普勒诊断仪的基本原理和结构。

一、超声多普勒（doppler）信号

若声源和声接收仪器在连续介质中作相对运动时，则仪器所接收到的频率不等于声源所发射的频率，其频率改变量与相对运动的速度有关，这种现象称为多普勒效应。下面分几种情况叙述多普勒信号的产生原理。

（一）声接收仪器对声源作相对运动

如图 7 – 45 所示。

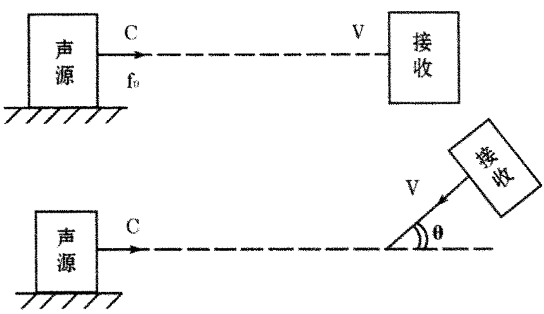


图 7 – 45　声接收仪相对声源运动

假设声源所发射的频率为 f_0，而声接收仪器以速度 v_1 向着声源运动。显然，这时接收仪器所接收的频率包括二部分，一部分是原来的声源频率；另一部分是由于声接收仪器以速度 v_1 向着声源运动所增加的频率，即 v_1/λ_0；所以声接收仪所接收到的频率 f_1 为上述二部分频率之、和。即

$$f = f_0 + v_1/\lambda_0 = \left(1 + \frac{v_1}{c}\right) f_0$$

式中：c 为声波在介质中的传播速度

λ_0 为声源所发射的波长

也就是说，接收到的频率增大了 $\left(1 + \frac{v_1}{c}\right)$ 倍。

这样，接收仪器所接收到频率增加了 $\triangle f_d = f_1 - f_0 = \frac{v_1}{c} f_0$

若接收仪器是离开声源运动，则

$$\triangle f_d = -\frac{V_1}{c} f_0$$

式中："－"表示接收仪器是背着声源运动。

若接收仪器的运动方向和声源传播方向呈一夹角，如图 7－46 所示，其夹角为 θ。可将运动速度 v_1 投影到声源的传播方向上，得

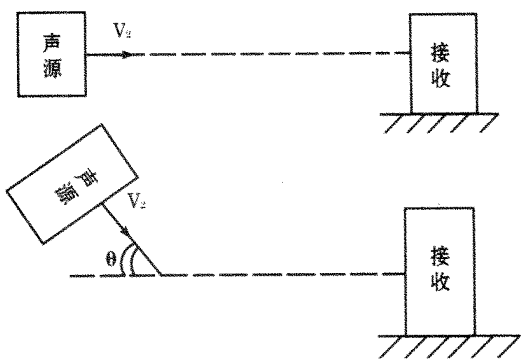


图 7－46　声潭运动接收仪器不动

$$\triangle f_d = \pm \frac{v_1 \cos\theta}{c} f_0$$

式中："＋"号表示向着声源运动

"－"号表示背着声源运动

习惯上将频率的改变量 $\triangle f_d$ 称为频偏。

（二）接收仪器不动，而声源向着接收仪器运动

如图 7－47 所示。

显然，在一个周期内声波传播的距离等于一个波长（λ_0），而声源本身也是波的传播方向上向着接收仪器运动，在一周期内所通过的距离为 v_2T。这样一来，发射波的波长就相当于缩短了。设缩短了的波长为 λ'_0 则：$\lambda'_0 = \lambda_0 - v_2T = (c - v_2)T$

因此，接收仪器所接收的声源频率 f'_0 为

$$f_0 = \frac{c}{\lambda'_0} = \frac{c}{c - v_2} f_0$$

或 $$\lambda'_0 = \left(1 - \frac{v_2}{c}\right) \lambda_0$$

若声源是背着接收仪器运动时，则

$$f'_0 = \frac{c}{c + v_2} f_0$$

或 $$\lambda'_0 = \left(1 + \frac{v_2}{c} \lambda_0\right)$$

实际上，声源运动方向和接收方向之间存在着一定的角度 θ，当考虑到夹角 θ 时，得

$$f'_0 = \left(\frac{c}{c \mp v_2 \cos\theta}\right) f_0$$

或 $$\lambda'_0 = \left(1 \mp \frac{v_2 \cos\theta}{c}\right) \lambda_0$$

此时，频偏 $\triangle f_d$

$$\triangle f_d = f'_0 - f_0 = \mp \frac{c}{v_2 \cos\theta} f_0$$

或 $$\triangle \lambda_d = \mp \frac{v_2 \cos\theta}{c} \lambda_0$$

式中："－"号表示向着接收仪器方向运动

"＋"表示背着接收仪器运动

（三）当接收仪器和声源一起运动时

对于这种情况，实质上是上述二种情况的综合，此时仍然假设接收仪器的运动速度为 v_1，声源的运动速度为 v_2。

由上面分析可知，若声源向着接收仪器运动，使发射波的波长变短，即

$$\lambda'_0 = \lambda_0 - v_2 T$$

而当接收仪器运动时，使接收到的发射波频率 f'_1 为毛的（$1 + \frac{v_1}{c}$）倍；也就是说声速增大为（$c + v_1$）。因此，接收体所接收的发射频率 f'_1 为

$$f'_1 = \frac{c + v_1}{\lambda_0 - v_2 T} = \frac{c + v_1}{c - v_2} f_0$$

当考虑声源和接收仪器运动方向之间存在着夹角 θ 时，并且声源和接收仪器作相向运动和相背二种情况，可将上式用一般形式表示出来，则接收仪器所接收的频率为

$$f'_1 = \frac{c \pm v_1 \cos\theta}{c \mp v_2 \cos\theta} f_0$$

式中："－"号表示作相背运动

"＋"号表示作相向运动

在实际临床探测时，对于穿透型超声多普勒仪器，其声源运动速度 v_2 接近于零，而脏器运动速度 v_1 又小于声波传播速度 c，即 $v_1 \leqslant c$，$v_2 = 0$，所以上式可简化成

$$f'_1 = \frac{c \mp v_1 \cos\theta}{c} f_0 = \left(1 \pm \frac{v_1}{c} \cos\theta\right) f_0$$

其多普勒频移

$$\triangle f_d = f'_1 - f_0 = \pm \frac{v_1 \cos\theta}{c} f_0$$

该式适用于穿透型超声多普勒诊断仪的频偏计算，即由频移的数值可推算出速度 v_1 的大小。

二、超声多普勒信号的提取和常用超声多普勒诊断仪

由上可知，超声多普勒信号最基本的特征量是频率偏移，实际上，由于频率偏移量的提取方式不同，就构成了不同的多普勒系统。下面简要地介绍一下常用的超声多普勒信号的提取方式及其相应的超声多普勒诊断仪。

（一）连续波型或脉冲波穿透型

若声源发射一束超声波，如图 7－47 所示。

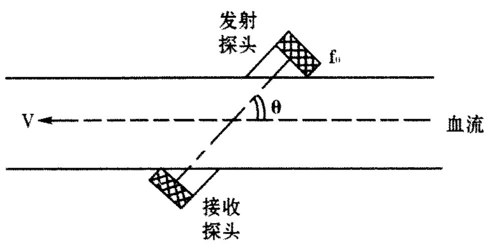


图 7－47　利用穿透型连续波直声的频偏计算流体的速度示意图

频率为 f_0，速度为 c，当它穿过速度为 v 的流体时，则接收探头所接收的频率将要发生改变，也即发生频率偏移。实际上利用声波穿透流体频偏的大小，可以计算出流体的运动速度。

考虑到当声波穿透流体时，流体是以速度 v 向前运动，流体一方面是声波的接收体，同时也是声波的反射体，即流体又构成了新的声源。这样探头所接收频率的偏移，可以利用上面分析声源和接收仪器同时运动时所得到的频偏公式，即

$$\triangle f_d = \frac{v\cos\theta}{c} f_0$$

所以，流体的运动速度 v 为

$$v=\frac{c\triangle f_d}{f_0\cos\theta}$$

式中：频偏$\triangle f_d$ 可以用数字式频率计精确地进行测量，根据测得的$\triangle f_d$ 的大小，即可计算出流体的流速 v 的数值。

（二）反射型

这种类型目前应用最广。这种反射型的超声多普勒仪器，其发射探头和接收探头安装在一起，如图 7－48 所示。

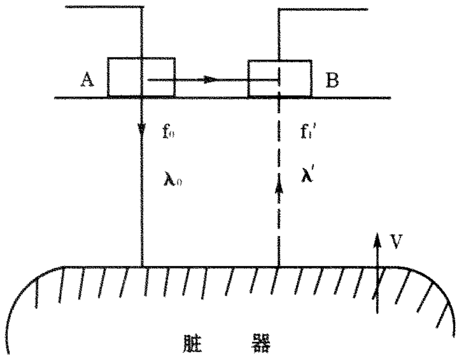


图 7－48　反射型频偏信号的提取

其中 A 是发射探头，B 是接收探头，振源 A 发射的超声频率为 f_0、波长 λ_0，声速 c，脏器（探测对象）运动速度为 v，作上下二个方向运动，为了分析方便起见，先假定脏器向着探头运动。根据多普勒效应，脏器所接收的超声频率 f_1 为

$$f_1=\left(1+\frac{v}{c}\right)f_0$$

即所接收的频率较探头 A 发射的频率增大了（$1\pm\frac{v}{c}$）倍。

由于脏器的反射，脏器又相当于一个新的声源，且以速度 v 向着探头运动；此时接收探头 B 静止不动，根据多普勒效应，脏器所发射的频率 f_1 被探头 B 接收时，频率变为 f'_1

$$f'_1=\frac{c}{c-v}f_1=\frac{c+v}{c-v}f_0$$

考虑到探头 A、B 距离很近，接收探头 B 不仅接收脏器的反射频率 f'_1，同时也接收从探头 A 漏过来的超声频率 f_0。频率 f'_1 和毛二种信号在探头 B 中混频，而出现差频$\triangle f_d$

$$\triangle f_d=f'_1-f_0=\frac{c+v}{c-v}f_0-f_0=\frac{2v}{c-v}f_0$$

因为，一般 $c \gg v$，上式可简化为

$$\triangle f_d = \frac{2v}{c-v} f_0 = \frac{2v}{c} f_0 = \frac{2v}{\lambda}$$

考虑到探头与脏器的法线呈一夹角 θ 时，频偏 $\triangle f_d$ 为

$$\triangle f_d = \frac{2v\cos\theta}{\lambda}$$

上式是超声多普勒反射型诊断仪最终所得到的差频表示式，这一差频（频偏）数值均属声频范围内，可用示波器进行观察，利用扬声器进行监听。

为了有效地提取反射型超声多普勒信号，对上述信号的传递过程有必要作进一步的分析。

设发射探头 A 发出的超声波为 $A1\ \sin\omega_0 t$，由于脏器以速度 v 运动，并将声波反射，再被探头 B 所接收，探头 B 所接收的超声已产生频偏 $\triangle fd$ 和 $\triangle \omega d$；同时，接收探头 B 还接收来自发射探头 A 漏过来的直达信号，设直达信号为 $C\sin\omega_0 t$，为了使讨论简化，将初始相位略去。

对于接收探头 B，其实际接收的信号为二部分，即

$$V_B = B_1 \sin(\omega_0 \pm \triangle\omega_d)t + C\sin\omega_0 t = [B^2 + C^2 + 2B_1 C\cos\triangle\omega_d t]^{\frac{1}{2}} \cdot \sin\left(\omega_0 t + tg^{-1}\frac{B_1 \sin\triangle\omega_d t}{C + B_1\cos\triangle\omega_d t}\right)$$

当 $C \gg B_1$ 时，上式可简化为

$$V_B = (C + B_1\cos\triangle\omega_d t)\ \sin\left(\omega_0 t + tg^{-1}\frac{B_1\sin\triangle\omega_d t}{C + B_1\cos\triangle\omega_d t}\right) = D\sin(\omega_0 t + \psi)$$

式中：

$$D = C + B_1\cos\triangle\omega_d t$$

$$\psi = tg^{-1}\frac{B_1\sin\triangle\omega_d t}{C + B_1\cos\triangle\omega_d t}$$

由此可见，接收探头 B 上的电压信号 V_B 已经不是一个调频信号，而是幅度为 D 的一个按照多普勒频率作余弦调制的调幅信号，一般 B 值很小，所以，这种信号是一种调幅度较小的高频信号。

为了较准确地测出多普勒频偏 $\triangle f_d$，最好采用过零检测器，或采用首先进行高频放大，然后再进行平方律检波，也能较好地取出多普勒信号。

考虑到实际临床应用，其脏器的反射强度也在变化，即接收探头 B 所接收的信号也不是一个固定的数值，故在幅度 D 的调制项中仍包含有多普勒频移项，由此可以看出，对于检幅型超声多普勒诊断仪，设计时应满足 $C \gg B_1$ 的条件，这样才能比较简单地从中检出多普勒频移信号。

下面以国产的 CDZ－2 型超声多普勒诊断仪和连续波反射型多普勒血流量计为

例进行说明。

国产 CDZ－2 型声多普勒诊断仪，主要用于监听，鉴别胎心，血流音和各种运动脏器，是一种常用的辅助诊断，目前已广为采用。它主要由六个部分组成：高频振荡器、高频放大器、检波器、低频放大器、功率放大器和扬声器，其方框图如图 7－49 所示，其整机线路图，如图 7－50 所示。

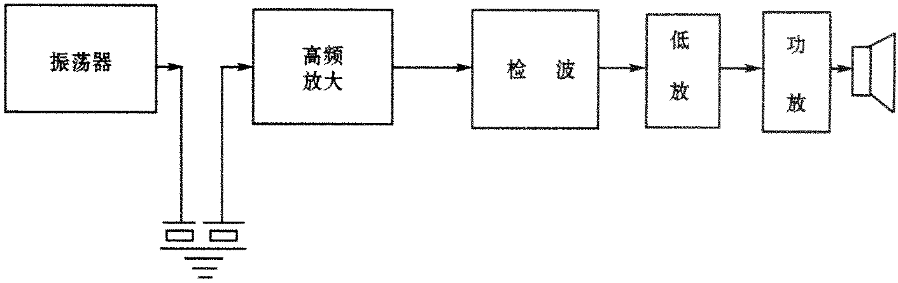


图 7－49 CDZ－2 型声多普勒诊断仪方框图

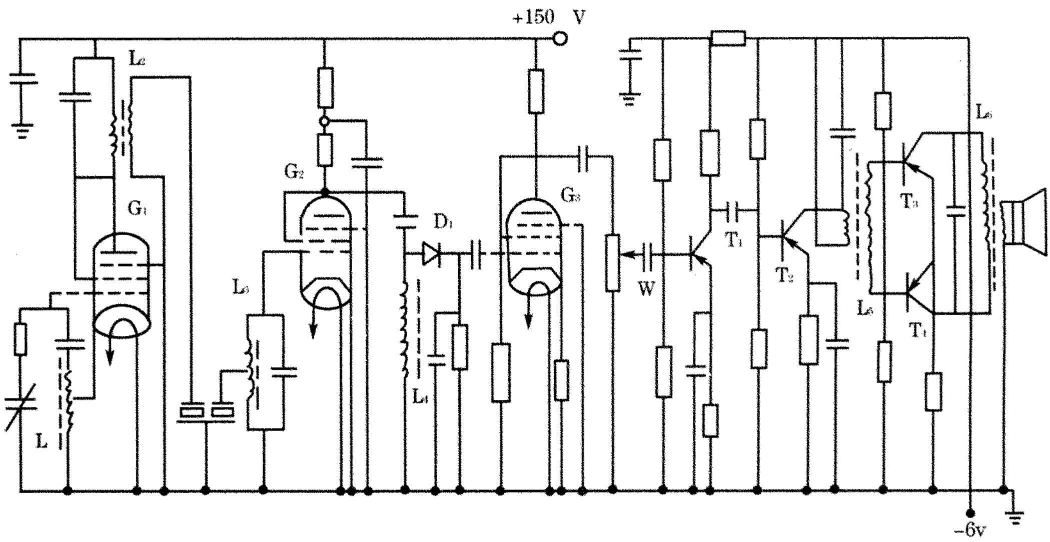


图 7－50 CDZ－2 型整机线路图

高频振荡器 由电子管 G_1、线圈 L_1、L_2 和探头发射部分组成一个高频等幅正弦波发生器，产生高频振荡电压，激励探头晶片，产生连续超声波，当超声波照射运动脏器时，如心脏、胎心、血管壁等，则将产生多普勒效应。

高频放大器 由电子管 C_2、线圈 L_3、L_4 和探头接收部分等组成。主要接收、放大从运动脏器反射回来的调制信号，同时接收从振荡器漏过来的信号，然后在高频放大器中进行混频。

检波器由二极度管 D_1 和检波负载电阻 R 组成。主要用于检出超声多普勒调制信号，此信号一般属于音频范围，再经检波负载电阻 R 输出，供低频放大器进行放大。

低频放大器　由晶体管 T_1、T_2 和电子管 G_3 等组成，主要用于放大多普勒信号，以推动功率放大器进行功率放大。整机增益由电位器 W 进行调整，也可从电位器输出端送至示波器进行观察。

功率放大器　由晶体管 T_3、T_4 组成推挽电路，以推动扬声器发出由于脏器运动面产生的多普勒音响，根据音响的不同进行辅助诊断。

上述各单元线路的电源均由桥式整流电路供给，其中 +150V 主要供给电子管 C_1、C_2、C_3 的阳极电压，而 -6V 电源主要供给电子管 G_1、C_2、C_3 的灯丝电压和晶体管 T_1、T_2、T_3、T_4 的集电极电压。

在上述线路的基础上，也可以增加一个选频放大器，构成一个所谓选频式超声多普勒诊断仪。如图 7-51 所示。

前面曾经提到，在多普勒信号中，由于运动脏器的运动速度大小不同等因素，所产生的频差也不相同。为了区分不同脏器运动所产生的频差，使某一运动脏器的音频信号清晰单纯，利用选频放大器可进行筛选，使音响清晰，便于临床诊断。

在连续波多普勒血流量计中，血细胞在产生多普勒频偏的过程中是作为所射物，它一方面在运动的过程中将声波接收，同时又将声波反射出去，即又相当于一个新的声源。若反射探头的频率为毛，血细胞运动速度为 v，声速为 c，声速与血管轴线之间的夹角为 θ，则多普勒频偏。

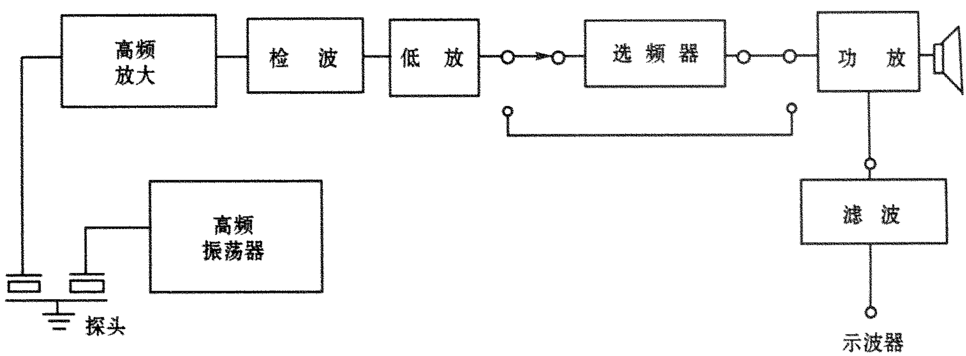


图 7-51　选频式超声多普勒诊断仪

$$\triangle f_d = \frac{2f_0 v\cos\theta}{c}$$

图 7-52 给出了一个多普勒超声血流量计的典型方框，包括振荡器、发射探头和接收探头、高频放大器、检波器、低频放大器、音频输出扬声器、过零检测器、低通滤波器和记录器。其工作过程如下：振荡器产生高频电压，驱动发射探头产生

超声，经运动着的血细胞反射，再被接收探头接收，接收探头把接收的超声波转换成电信号，同时还接收来自发射探头的直达信号，这部分信号比血细胞反射的信号还要强，一般为血细胞反射信号的 100 倍左右。这二个信号经过高频放大器进行混频并进行幅度放大，再经检波器进行平方律检波，将其低频信号检出，送到低频放大器进行放大，再送到扬声器进行监听。由于输出的低频信号占有一个频段，会产生水流声，它与稳定的血流声相比则像不规则的噪声。而静脉血流听起来像低频的隆隆声，当病人呼吸时还可能被调制。对于动脉血流，由于脉动性，每次脉动都升高一个高音调，随后可能出现一个或多个较弱的低频音，这是由于动脉血流欠阻尼特性造成的。利用监听可定性估计位于腿、臂、颈部皮肤内 1cm 处的血管血流情况。

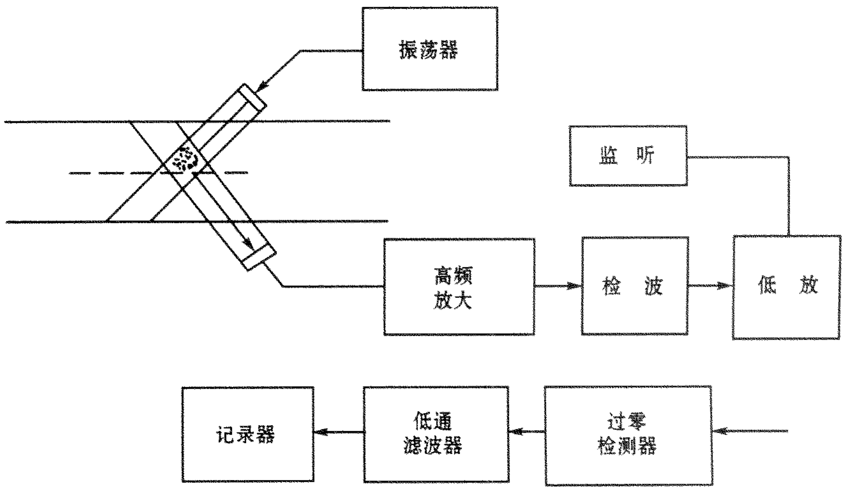


图 7－52　连续波超声多普勒血流量计方框图

上面叙述的是监听方式。另一种是记录方式。即从低频放大器将信号引出后，送到过零检测器进行检测。过零检测器的作用是将音频输入频率转换为一个成正比的模拟输出信号。经低通滤波器送到记录仪进行记录。

图 7－53 给出了连续波多普勒血流量计各处的波型。其中波型（a）表示检波器输出的波形。因血管壁运动产生较大的低频波，其叠加的小信号波是来自血细胞的有用的多普勒信号。波形（b）是经音频放大器中的高通滤波器之后，将血管壁运动所产生的低频信号被滤除之后的多普勒波形。波形（c）表示过零检测器上有一个可调的滞后环，由水平线表示。波形（d）为过零检测器输出的一系列间隔不等的脉冲。波型（E）为经低通滤波器后送到记录器上的输出波形，该波形与血细胞的运动速度成正比。

在上述血流量计方框图中，过零检测器是一重要环节。现将其主要工作原理介绍于下：图 7－54 给出一个带有滞后作用的过零检测器示意图。（a）是其传输原理

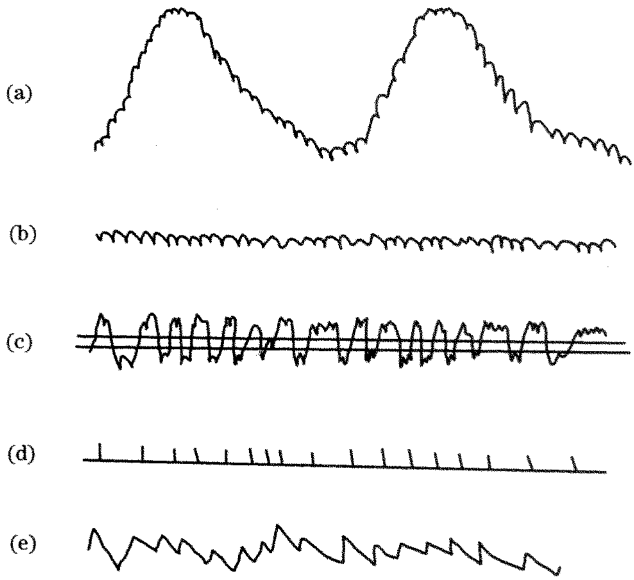


图 7 – 53　连续波多普勒血流量计各处的波形

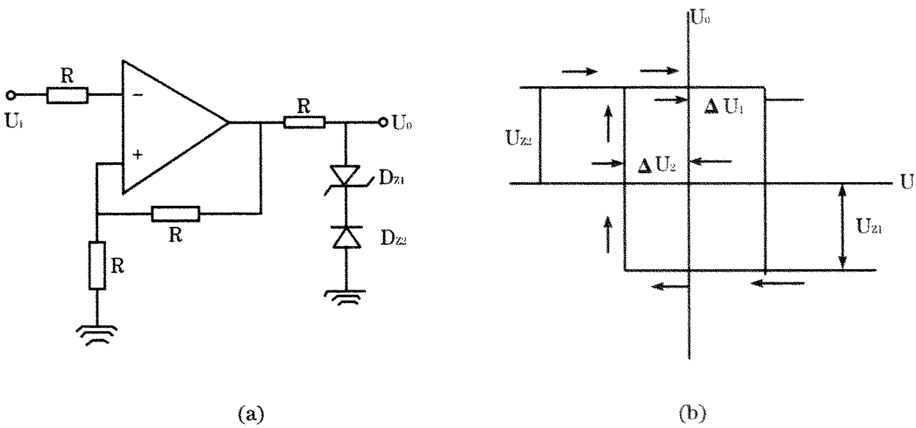


图 7 – 54　带有滞后作用的过零检测器传输原理电路

电路，图（b）是其传输特性。它与一般的过零检测器相比多了一个正反馈电阻 R_f，其传输特性呈矩形，即由于正反馈作用使比较器输出状态的改变不在零点，而比零点滞后了△U，滞后电压的大小与正反馈有关。正反馈愈强，滞后电压愈大；若 B_f 特别大，则△U 接近于零，就变成一般的无滞后作用的过零比较器。

滞后作用产生和施密特电路的工作状态相似，即当 $U_1 < U$ 时，$U_0 = U_{z2}$ 通过正反馈使同相端电压为 $U_{R2} = [R_2/(R_2 + R_1)]U_{z2}$；增加输入电压，当 $U_i = 0$，因同相端电压 U_{R2} 不为零，因此状态发生翻转，直到 $U_i = U_{R2} = \frac{R_2}{R_1 + R_2}U_{z2}$ 时，比较器状

态发生翻转。因此输入电压 U_i 从小于零到大于零变化时，出现了状态转换电压滞后。设此滞后电压用 $\triangle U_1$ 表示，则 $\triangle U_1 = \frac{R_2}{R_2 + R_1} U_{z2}$，同理，当输入电压 U_i 从大于零到小于零变化时，状态转换也不发生在零点，设此时的滞后电压 1 用 $\triangle U_2$ 表示，则 $\triangle U_2 = -\frac{R_2}{R_2 + R_1} U_{zi}$。由此可见，引入正反馈也提高了放大器的增益，加快了状态转换速度。在连续波多普勒血流量计中所采用的过零检测器，考虑到工作时会受到占有一定频带的噪声干扰，所以必须采用带有滞后作用的过零检测器。若滞后电压太高，将会失去多次“过零”的机会，随着滞后电压的降低，如图 7－53（c）中的二条水平线越靠近，输出级的频率指示增加。二条水平线太靠近也是不合适的，因为此噪声可能会触发过零检测器，而出现误差。过零检测器的输出是一列脉冲，这些脉冲通过低通滤波器将其高频分量滤掉。为了再现血流脉冲的有效频率，其低通滤波器必须能通过 0～25Hz 的频率分量。在图 7－53（c）的信号类似于一些杂乱的噪声，因此图 7－53（d）中的脉冲时间间隔是不均匀的。即使血流速度固定，也类似“泊松分布”。图 7－53（e）中的输出波形包含有外部噪声的干扰，故在低通滤波器设计时，应设法将噪声加以抑制。

上述方法不能测出血流的方向，目前较好的解决方法是利用雷达技术中的“正交相位检波器”可以检测出血流的方向，一般称为指向性多普勒血流量计。

（三）方向（或指向）型

在多普勒信号中，不仅包含有目标运动速度大小的信息，同时也包含有方向的信息，在临床上对于血流的检测，不仅需要知道血流的数值，还要知道血流的方向。为了能够检出多普勒信号的方向信息，一般有如下几种方法：

1. 频率偏移式

它是利用多普勒信号与某一固定频率信号的频率差值，从多普勒频移信号中，取出其频率改变的符号，从而判断目标的运动方向。其原理方框图如图 7－55 所示。

其中振荡器产生高频振荡，其振荡频率为 f_0，驱动探头产生超声，经血管中血细胞的反射，再被接收探头接收，则产生多普勒 $\triangle f_d$，这时信号的频率为 $f_0 \pm \triangle f_d$，送入“f_0 滤波器”。此时本振产生固定的振荡频率，其本振频率比振荡器频率高一个数值 f_P，当本振信号连同接收探头的输出信号同时送入“f_0 滤波器”时，即滤除 f_0 分量，再经检波，即得到频率分量为 $f_0 \pm \triangle f_d$ 的信号，这时在记录器上可利用频率电压转换器进行记录或显示。这种方法在实际制作上由于误差太大，很难做出一种准确的“频率电压转换器”，故采用这一方案的仪器较少。

2. 利用“正交相位检波器”

这是利用雷达技术中的目标定向的方法直接引入到血流方向的检测。这一方面效果较好，在临床上得到了应用。现以方向性血流量计为例阐明其工作原理。

方向性多普勒血流量计主要是采用“正交相位检波器”，如图 7 – 56 所示。

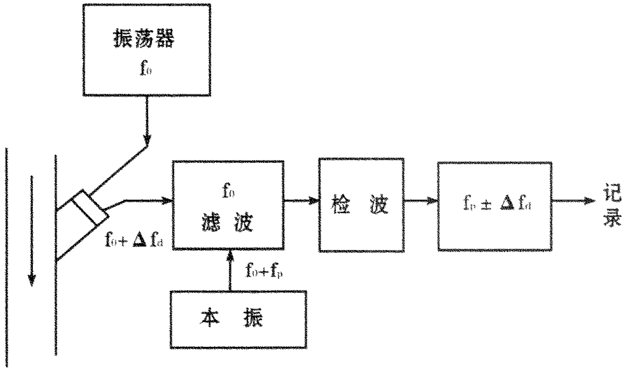


图 7 – 55 频率偏移式

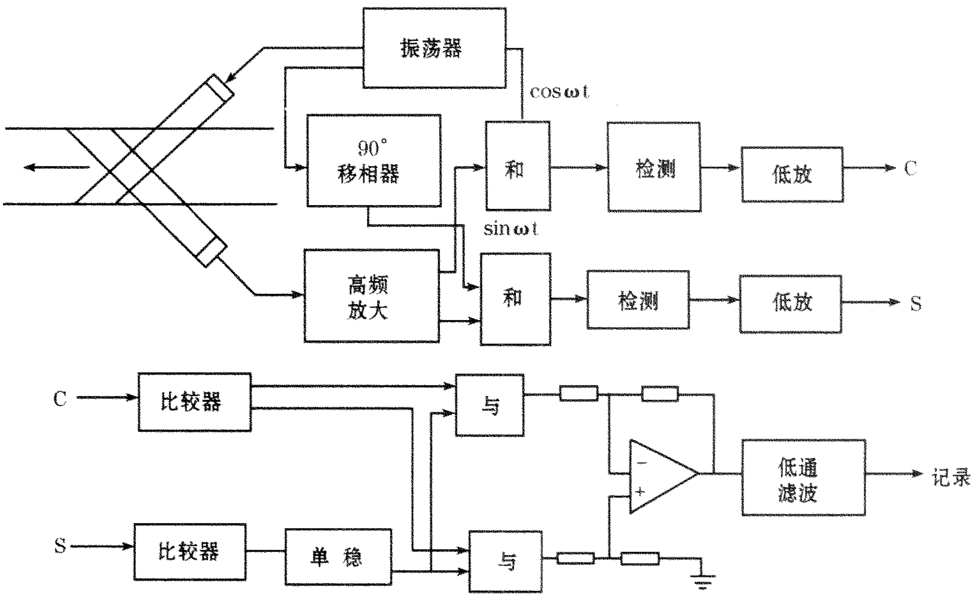


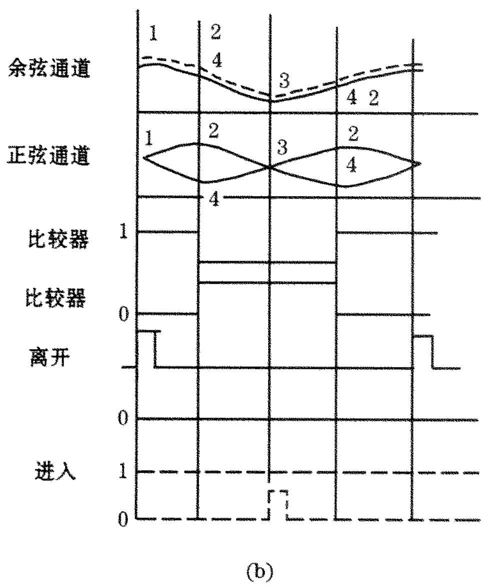
图 7 – 56 方向性多普勒血流量计方框图

其中移相器把振荡器的输出电压移相 90°，得到一个按正弦变化的分量，这一分量和振荡器的输出电压（按余弦规律变化）互相差 90°，这两个分量称为参考正弦分量和参考余弦分量，设计时一般参考正弦和参考余弦分量的振幅比高频放大器的输出在“和”电路中进行线性相加，得到如图 7 – 57（b）所示的高频包络线。

若血液的流动方向和声束同方向，即认为血液的流动方向是离开探头向前流动，此时，由高频放大器输出的多普勒频率低于振荡器所产生的载波频率；若用向量图来表示，多普勒频率向量在相位上要落后于载波向量，即多普勒向量随着时间

的推移要作顺时针旋转，也就是说，在血液流动和声束同方向的情况下，多普勒频率向量是一个顺时针的旋转向量。如图 7－57（a）所示。在时间上多普勒频率向量旋转的顺序是 1→2→3→4→……，对时间 1 来说，其多普勒频率向量和载频向量相加，使载波的二个正交分量中的余弦分量得到加强，而正弦分量不变。对时间 2 来说，载波的两个正交分量只有正弦分量得到加强，而余弦分量不变。对时间 3 和时间 4，依次类推。但要注意载波的正交分量，其正弦分量落后于余弦分量 90°，这是由移相器（－90°）所引起的。

若血液的流动是向着探头，则高频放大器所输出的多普勒频率就高于振荡器所输出的载波频率。在向量图上，多普勒向量就应逆时针方向旋转。按照和上述同样的方法，即得到了图 7－57（a）所示的虚线波形。此时时间的顺序是：1→4→3→2……，其余弦线与正弦线正好反相。因此，通过观察其相位符号，就能测量血流的方向。也就是说，血流是从探头离开时，其余弦通道的输出 C；超前正弦通道的输出 S；当血流是流向探头时，则余弦通道的输出 C 落后于正弦通道的输出 S。但要注意的是，在检波前高频输出分别和载波的二个正交分量混合进行线性相加，然后经检波器输出，其输出信号已变成音频信号，它的形状与高频放大器输出波形的包络线相同，也即将高频输出的包络线检测出来。



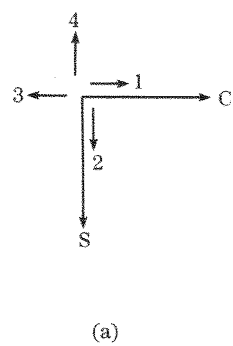


图 7－57　方向性多普勒血流量计各处的信号波形

图 7－56 是用来检测相位符号的逻辑电路。其中余弦驱动比较器的数字输出信号用来选通，并且不随血流方向改变。而正弦触发一个单稳电路，它的暂态时间比较短，此单稳触发可能发生在始点或在整个周期的某一点，它将取决于血流方向。随后，与门电路使它选通而进入差分放大器的上边输入端或下边输入端。即当血流

离开探头时，单稳脉冲经上边的与门送到差分放大器的上边输入端。而当血流是流向探头时，则单稳脉冲经上边的与门送到差分放大器的下边输入端。因而，差分放大器给出双向的输出脉冲，再经低通滤波器即可进行记录。

（四）脉冲型

若用连续波型的超声去照射同时存在二个以上的运动目标时，所得的信号将是二个目标信号的混合。这样，想进行信号分离，分出二个不同的信号在技术上比较困难。一般采用脉冲型的超声波束可以将多个目标的信号进行分离，得到所测目标的真正信号。

脉冲型分为相干型和非相干型。相干型一般是利用发射源本身作为鉴别的比较信号，如图 7－58 所示。

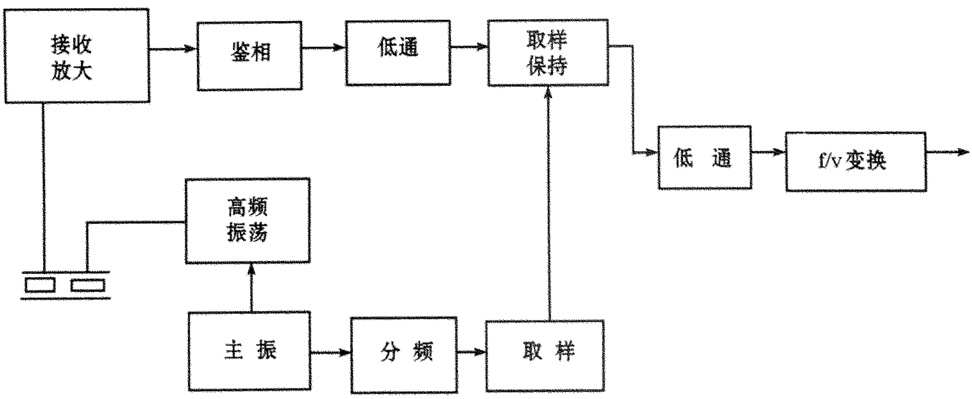


图 7－58　相干型脉冲多普勒设备方框图

其中取样频率（即脉冲的重复频率）要比检测的多普勒频率大二倍以上。经取样后，信号中仍含有脉冲重复频率的信号，因此可用低通滤波器滤除这一信号分量。

利用脉冲多普勒仪还可以测量位于深处的某一根血管的粗细，从而测出其血流量。而利用多通道脉冲多普勒仪还可以测出血流量的剖面图或血流声谱图。下面介绍一种利用相位检测器，以单通道方式，测出血流的剖面图，其原理框图如图 7－50 所示。血管中血流的速度为 V_1，其血流剖面图如图 7－60 所示。

由图可知，当探头发射的超声遇到血管壁时，无论是其近端或远端，或者是血管中不同的质点时都要产生反射，设超声照射到血管内的某质点 1 时，即产生反射，此时质点 1 的运动速度为 V_1，与探头之间的距离为 d_1，探头发射超声的时刻记为 t_0

这样在探头发射的第一个重复周期内，声波往返所经过的时间为$\frac{2d_1}{c}$

其中：c 为声速，$2d_1$ 为声波在第一个重复周期中所往返的距离

在时间为 t_0 时，探头上的电压 U_A 为

$$U_A = A_1 \sin\omega_1 (t - t_0)$$

被质点 1 的反射后，探头所接收的回波电压 U'_A 为

$$U'_A = A' \sin\omega_0 \cdot \left(t - t_0 - \frac{2d_1}{c}\right) = A'_1 \sin \cdot \left[\omega_0 (t - t_0) - \psi'_1\right]$$

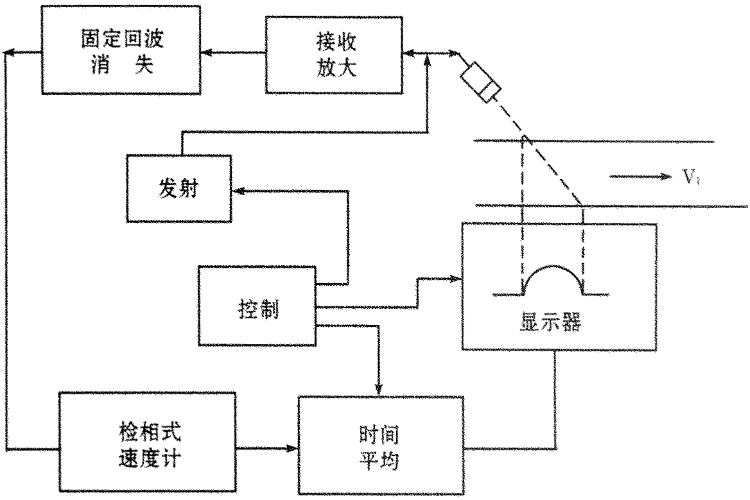


图 7－59　多普勒血流剖面图显示仪方框图

上面计算的是在第一个重复期的时间内探头的发射电压和接收的回波电压，在第二个重复周期到来时，质点 1 已由原来的位置，以速度 V_1 运动到新的位置。此时探头与质点 1 伪距离记作 d_2，显然 $d_1 \neq d_2$，在第二个重复周期内，探头上所接收的回波电压为

$$U''_A = A''_1 \sin\omega_0 \left(t - t_0 - \frac{2d_2}{c}\right) = A''_1 \sin \left[\omega_0 (t - t_0) - \psi''_1\right]$$

其中：$\frac{2d_2}{c}$ 为第二个重复周期内，超声所往返的距离

A''_1 为回波电压的幅度

ψ''_1 为超声在第二个重复周期中所产生的相移

显然，在第一个重复周期中所产生的相移 ψ'_1 与第二个重复周期中所产生的相移 ψ'_1 不相等。其相位相差 $\triangle\psi$

$$\triangle\psi = \psi''_1 - \psi'_1 = \frac{2\omega_0}{c} (d_2 - d_1)$$

由图 7－60 可知，线段 11 为质点 1 在重复 r 周期的时间内所运动的距离，即

$$11' = V_1 \tau$$

而 $$d_2 - d_1 = 11'\cos\theta = V_1 \tau\cos\theta$$

所以 $$\triangle\psi = \frac{2\omega_0}{c} V_1 \tau\cos\theta$$

由上式可知，相位差与质点 1 的速度 V_1 有一线性对应关系，即只要测出$\triangle\varphi$ 的大小，就可计算出 V_1 的数值。利用这一原理，对应每一个脉冲周期，就可测得一个流速点，余此类推，经若干个脉冲过去以后，即可测得一组数据，记录下来即可绘出血流剖面图，或在显示器上直接显示。在图 7－60 中的检相式速度计即利用将相位差直接转换成质点运动的速度，然后进行显示。由显示器所显示的血流速剖面图曲线可以看出，此曲线一般为一抛物线，在血管中心处其流速最大，在两侧流速最低。

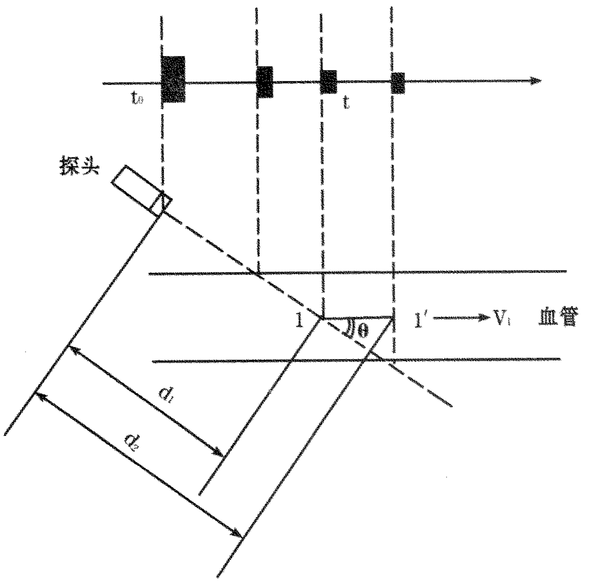


图 7－60　血流剖面测量示意图

以上分析了四种提取多普勒信号的方法。这四种方法目前都在应用和发展，近几年来，为了更加准确地提取多普勒频移的数据，已开始运用微处理机进行数据处理和分析，将处理后的数据直接打印或显示。特别在血管显示方面已逐步发展成一门新技术，即超声多普勒血管显示技术。

第五节　超声液面全息

超声液面全息是声全息成像技术中比较成熟的一种成像方法，它是利用液面的变形作为声光转换环节来实现超声全息成像。

在液面声全息技术中，可以利用激光照射液面来得到物体的重建像，而对于活动脏器也能得到其运动图像，即能实现其实时重建，为了说明超声液面全息的原理和成像中应注意的几个问题，现从三个方面进行介绍。

一、超声全息的基本概念

超声全息是将全息原理引进声学领域而产生的一种新的声成像技术。一般说来，全息这门学科是把光学中的二个古老分支（即光的干涉和衍射）综合起来的一门学科。首先它模拟光的干涉原理记录下物体声场的全部信息（即振幅分布和相位分布）得到其全息图，然后再利用光的衍射原理来显示其图像，这一新的声成像技术应用于 20 世纪 60 年代中期。在以后的 20 年间声成像技术发展很快，几年之内就将声成像技术应用于水下观察，地下空穴的测绘，核反应堆的监视，无损检测和医疗成像。

一般将声像转换成可见像的典型方法有：液面全息、扫描全息和微条纹干涉法。其中液面全息和扫描全息多用于无损检测和医疗成像。

为了加深对声成像过程中的干涉和衍射的理解，可以把声成像过程中的干涉和衍射比拟为通信技术中的调制与解调。也就是说，在超声全息成像的过程中，把信息存储到干涉图样上，或者说所形成的干涉图样包含着物体声的全部信息，这一过程可以比拟为通信技术中的调制，而利用干涉图样对光的衍射重建声像的过程，则类似于通信技术中的解调。

超声全息成像能反映物体内部的纵深情况。例如人体的软组织以及人体器官的内部组织细节，都可以利用超声全息成像进行细致地观察。这就给医疗诊断，生物研究等方面提供了新的观察手段。

二、液面全息成像的基本原理

液面全息是利用液面的变形形成全息的一种方法。一般由四个部分组成：声全息图的形成、声光转换介质、光学重建系统和观察记录系统。液面全息的原理框图，如图 7 – 61 所示。

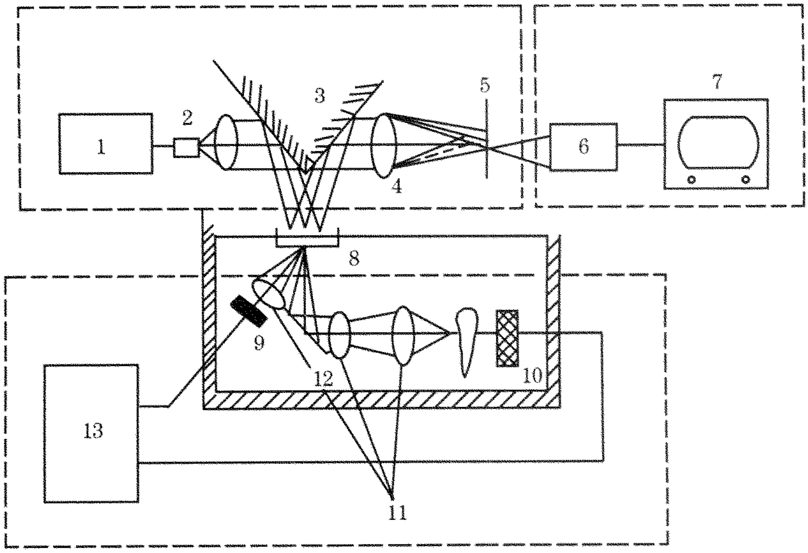


图 7－61　液面全息原理方框图

1. 氦氖激光器　2. 显微物镜　3. 反射镜 4. 透镜　5. 空间滤波器
9. 电视摄像机　7. 监示器　8. 油槽　9. 参考束换能器
10. 物体束换能器　11. 声透镜　12. 声反射镜
13. 脉冲超声发射机

（一）声全息图的形成

声全息图的形成一般由超声发射机，水槽及声学部件所组成。而声学部件又包括参考束换能器和物体束换能器以及声透镜。

首先，超声发射机激励二个换能器所发射的超声波，经耦合而穿过人体器官，就形成了含有物体信息的声波。这种含有物体（人体器官）信息的声波，一般称为物体声，或者称为物波。由于物波是穿过人体器官后的超声波，其相位和振幅都被改变，也就是说，物波包含被检测器官的全部信息。其物波再经声透镜和声反射，便在油槽的液面上聚焦成像。若人为地改变声透镜位置，就可以使器官内的垂直声波束的不同剖面进入像面。而由参考束换能器所发出的参考束超声波，经声透镜也在液面上成像。这样一来，二束超声波在液面上经过相干作用，使液面产生畸变，形成相干图形。这就是所谓的声全息图。

（二）声/光转换介质

声/光转换介质，这里指的是油槽的液面，即液体和空气的界面。它是全息图的记录介质，也是光学重建的转换介质，所以人们也把转换介质称为液面检测器。全息图就形成在这个液面上。

一般全息图的形状是一些液面上隆起的凹凸的条纹，它包含了物波的全部信

息，若用照相底片记录下全息图，则可以看到底片上每一点的透明度都不一样，其中每一点都含有形成全息图的物波在该点上的振幅和相位的信息。

（三）光学重建系统

光学重建系统由激光和光学部件组成，而光学部件又包括显微物镜和反射镜。

当声全息图（即超声干涉图样）经激光照射后，激光束就在全息图上进行衍射。也就是说，这时的全息图即作为反射型衍射光栅对激光进行衍射。显然，这时由参考波和物波的相干作用，在液面上所形成的干涉图样（也即全息图）已经记录了物波的“波前”。而“波前”（即物波波束的等相位面或波阵面）包含了物波全部信息，经反射衍射光栅的衍射就将全息图中记录的物波波前“释放”出来，从而实现了“波前”再现，或“重建波前”。也就是说，实现了原始波的重摹。由此可见，所谓“波前再现”也就是指把波前设法记录、保存，然后加以再现的过程。

这里应该指出的是，在波前再现的过程中，声/光转换介质（即油槽液面）起到了一个将超声波动场按比例地转移到激光场的作用。即通过油槽液面上的全息图，就将一个不可见的同时又包含了图像的超声波动场的空间转移一束激光的波动场里，这里激光波动场和超声的波动场具有相似性。从而人们可以通过声的干涉图样对光波的衍射，便可以在其光学透镜的后焦点处，通过空间滤波器选出其衍射光束，便可以得到衍射后所形成的一级像。显然，按照这一过程所重建的光波就等效于原物体的声波，也就是实现了原始波的重摹。

上面所述的光学重建系统属于一种实时重建系统。因为它是利用液面上所形成的全息图，不加处理地直接对光进行调制，然后再经作为反射型衍射光栅的全息图对激光进行衍射面重建图像，一般在油槽液面上每秒钟可呈现出几百幅的全息图，故这种光学重建系统实质上属于实时重建。

另外，也可以利用照相的办法记录下全息图，然后再用激光束直接照射含有全息图的照相底片，从而得到物体的图像，这种方法通常称为二步重建。

（四）观察记录系统

观察记录系统一般由工业为电视摄像机和监示器组成。

工业电视摄像机将衍射后所形成的一级像摄取下来，再经闭路电视系统传输到终端显示，在终端监示器的荧光屏上就将显示出物体的图像。

三、液面全息的应用

液面全息在声全息成像的几种方法中技术上比较成熟，成像质量较高，并且油面对声的动态响应速度快，一般每秒能呈现出几百幅不同的声全息图。因此液面超声全息成像具有实时成像的能力，能显示运动着的人体器官，得到动态的图像。

液面全息在人体组织成像的研究发展很快，已经取得了很大的进展。大致可归

纳为以下几个方面：

（一）人体器官和软组织的成像

由于超声人体各种软组织的声阻抗差异较大，因此利用超声液面全息能显示出X射线难以分辨的软组织图像，原则上超声全息能显示出人体的所有器官，例如胆囊、肾脏、子宫、肝、脾、脑等其内部组织的细节均能利用超声全息成像进行细微观察。

（二）对体内胎儿进行检查

利用超声全息法可观察体内胎儿的肋骨、脊椎、脐带和头部的声全息像，也可观察胎儿的呼吸、心跳和肢体运动。

（三）肿瘤早期诊断提供了一个新方法

对肿瘤早期诊断是人们所期望的。目前对于移植及离体器官的肿瘤，已得到优于X线的观察效果。对乳房癌早期诊断也取得了很大的进展。

四、影响液面全患成像的因素

实验研究指出影响液面全息成像的因素可概括如下：

（一）声、光的匹配方式

在液面全息成像系统中，声、光的匹配方式一般有二种形式：一种是采用连续声和连续光的匹配方式；另一种是采用脉冲声和脉冲光的匹配。这二种方式中以脉冲声和脉冲光的匹配方式最佳。一般脉冲式声、光匹配方式，采用脉宽80～140μs，重复频率30次/秒的二束脉冲超声，通过调节延时，使之在液面上同时相遇，产生干涉图样，形成声全息图。再用一个脉宽为10μs左右的脉冲激光，也进行适当延迟，使其在声脉冲已终了之后一段时间（例如在300μs之后）去“询问”全息图。这样可以减少图像畸变和液面衍射时所带来的干扰，提高图像质量。

为了对声光匹配问题作出进一步的说明，现分析一下油槽液面上由于声波的作用产生的三种效应，如图7－62所示。

这三种效应是：一是液面的平均浮起，以H_0表示；二是叠加在浮起上的液面变形，以H表示；三是变形表面上的畸变。

要得到平坦而稳定的液面，则希望H_0愈小愈好，而H的大小则代表所需要的全部信息。希望它足够大，以便能够有效地对激光进行衍射。而第三种效应，则是由于振动，表面张力和重力等因素的影响而引起的不必要的干扰。故应设法避免，尽量减少变形表面上的畸变。

若采用脉冲超声，将会带来如下优点：

1. 用脉冲超声，可使液面的平均浮起降低，使有用的信息条纹振幅相对地增

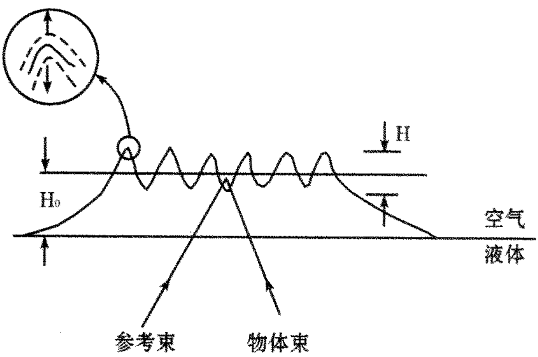


图 7－62　油槽表面示意图

大，这样可以大大地减小液面的畸变所带来的干扰。

（2）若进一步减小脉宽，例如取脉宽为 20μs，则液面的空间频率响应会有明显的提高。实践证明，当采用脉冲超声时，可以把液面看作成一个低通滤波器，其空间截止频率会提高二个数量级，就使图像中的高频信息含量大大提高，增强了图像边缘的清晰度。

（3）采用脉冲超声，相对于使用连续超声而言，还可避免因声辐射压而产生的液体流动现象，从而降低对消除声反射及防震的要求。

在光的波动场里，采用脉冲也较连续光有其明显的优点。脉冲光可使衍射后所形成的一级像相对于零级像的亮度，由 1/200 上升到 1/3。从而有效地降低了零级像对一级像的干扰。

实践证明，在液面全息成像系统中，若采用脉冲声，连续光进行匹配，则得不到最佳图像。这是因为形成图像信息的是脉冲式的声束，而取样是连续式的激光，这样就必然要将不需要的信息和干扰一齐取了进来，使干扰得不到消减，故这种匹配方式成像质量较差。

（二）系统灵敏度对成像的影响

在超声全息中，系统灵敏度一般用接收器的灵敏度来表征。

液面全息接收器是一种声光转换介质，它是全息成像中的一个重要环节。这是因为全息图就形成在它的上面，所以它直接影响到全息图的形成和光学图像重建的转换。

物体信息所引起的液面起伏相当于物体声束通过一个低通滤波器一样。欲提高截止频率，就必须选择与水相比具有较高粘度，较低的表面张力的液体作为转换介质。例如 2＃～10＃的硅油，即可将截止频提高，从而使高频信号增加。在脉冲超声情况下，可使液面检测器的灵敏度相应提高二个数量级，通常转换液的粘度以 2～10cp，表面张力 12～16dyn/cm^2 为佳（室温为 20℃）

（三）超声换能器的影响

换能器在全息成像系统中相当于声源，它直接影响全息图的质量。

超声换能器的发射频率是影响分辨力的重要因素，在本章的第一节中曾经分析过，图像的分辨力在理论上是其超声波长的二分之一。在给定的材料里，因为声速是定值，欲提高分辨力，只有减小波长，也就是增大超声频率。然而频率愈高，声的衰减就愈大。所以在实践中，对于薄而细小的人体组织，采用高频超声（例如7MHz）；而对于粗而厚的人体脏器组织，则用低频超声（例如3MHz）较为合适。

在实践中，为了得到大视野的均匀声场，多采用大面积的方形换能器，这样可消除换能器近场区的背景干扰，提高成像质量。

由上所述，可以清楚地看到超声全息是医电技术领域中一个新的成像技术。由于它对软组织成像较X射线和同位素成像清晰，对比度好，又能实时成像，可供观察运动着的脏器的内部组织细节；另外，超声全息成像对人体无害，属于无损探查。故可预料，超声液面全息成像技术将成为临床医疗诊断上一个重要手段。

第六节　超声显像的新技术

为了进一步提高声像图的清晰度、逼真度和层次的分辨力，除了上述的超声设备外，目前还不断出现新的显示方法和信息处理技术。

一、灰阶处理技术和彩色灰阶编码显示

灰阶处理技术是利用把视频级的信号采用灰度编码的方法，以增加图像的动态范围，使不同的声阻抗组织的反射信号得到了有效的显示，使其对比度更加明显。

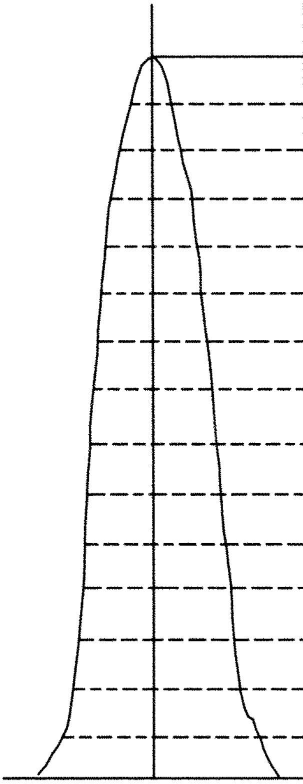
彩色灰阶编码显示是将视频信号进行彩色域的幅度编码，然后送至彩色显示器进行显示。采用彩色编码可提高其分辨力，可显示2～5mm的肝肿物。彩色灰阶编码表，如图7－63所示，彩色灰阶编码的方框图。如图7－64所示。

二、利用计算机进行信息处理的超声显像设备

首先利用计算机对超声图像进行分析，找出不同疾病所对应的特异超声图像或信号，并将这一特异信号给予增强，从而使诊断结果更加准确可靠。现以CUPAD系统（computerixed ultra－sound processing acgnisition and display system）为例进行说明。CUPAD系统的方框图如图7－65所示。

该系统由六个部分组成：超声检查、磁带记录、A/D转换、计算机、医学成像处理增强显示仪（MIPED）、黑白监示器和终端显示。

系统工作时，被查部分经超声扫描，将所得到的信号经A/D转换后，送至计算



	灰级	b_1	b_2	b_3	b_4
白	1	1	1	1	1
粉红	2	1	0	1	1
黄	3	0	1	1	1
红	4	0	0	1	1
蓝	5	1	1	0	1
青	6	1	0	0	1
绿	7	0	1	0	1
黑	8	0	0	0	1
↓	9	1	1	1	0
	10	1	0	1	1
	11	0	1	1	0
	12	0	0	1	0
	13	1	1	0	0
	14	1	0	0	0
黑	15	0	0	0	0

图 7－63　**彩色灰阶编码表**

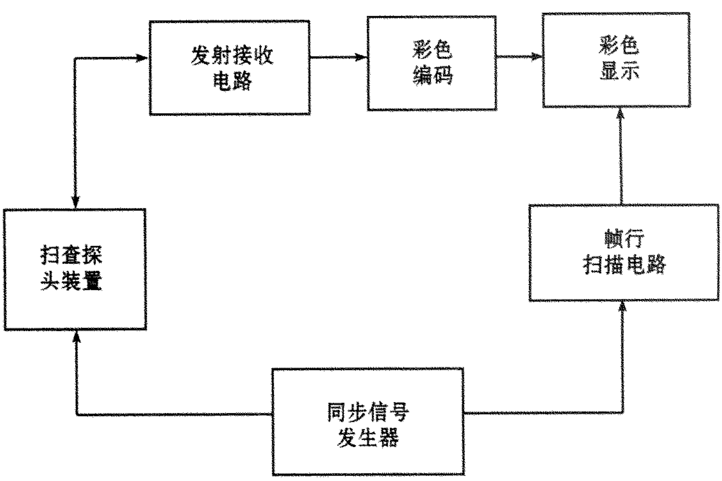


图 7－64　**彩色灰阶编码显示方框图**

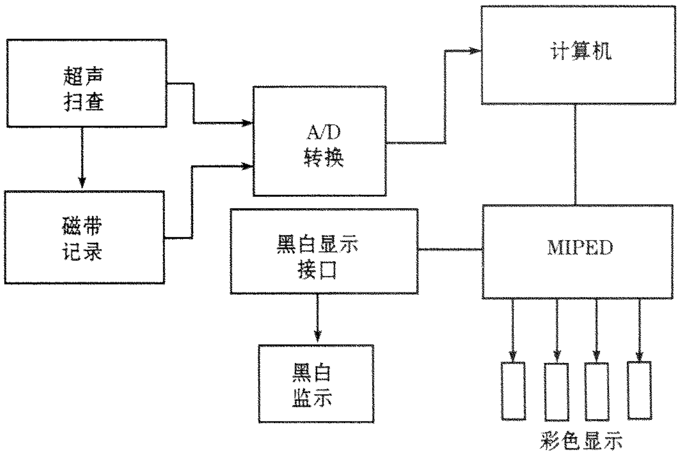


图 7－65　CUPAD 系统方框图

机进行运算、选择、比较、再送至医学成像处理增强显示仪（MIPED）中，并将图像分成 16 个灰阶在显示器上进行显示，使图像的分辨力大大提高。该系统的最高分辨力为 0.67mm。

另外一种系统 SRI（stanford research institute）比 CUPAD 简单，也能进行实时成像。是近期研究成果，其原理框图如图 7－66 所示。

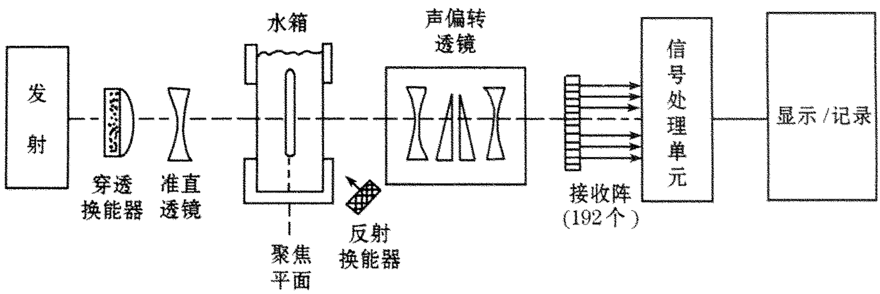


图 7－66　SRI 超声成像系统方框图

在 SRI 系统中，采用了特殊的双棱镜旋转系统，能够使超声束进行偏转。使 192 个单元的线阵接收器在不进行移动的情况下，即可得到一幅平面的超声切面像。

双棱镜旋转使超声束偏转的原理，可以用图 7－67 来说明，若双棱镜旋转至图中（a）状态，则线阵中某一单元仅能收到声场中 A 位置上的信号，也就是说，对于 192 个线、阵元，仅接收到相对于 A 相同位置的一条带声场的信号。同理，当双棱镜旋转至图（b）所示位置时，线阵单元将只能收到相对于 B 位置的一条带的声场信号。而当棱镜在（a）、（b）二种状态之间旋转时，则线阵相当于从 A 至 B 的不同部位的声场进行扫描接收。其中 192 单元线阵本身由电子线路进行扫描，而棱镜

的旋转作垂直方向的扫描，这样就获得了物体某一平面的声像图。

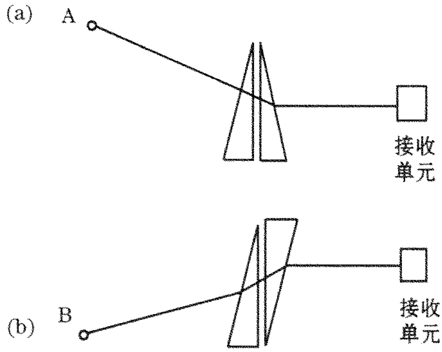


图 7－67　双棱镜旋转超声束扫描原理图

这里的线阵是由许多小压电晶体组成，其接收灵敏度相当高，可接收 10－1lW/cm^2 微小超声功率。接收到的信号，先经信号处理后，再送至显示器进行显示或记录。

该系统所用的频率为 2MHz，带宽为 800kHz，发射脉冲宽度为 6μs，由于双棱镜旋转，每秒可得到 15 幅（15×15）cm^2 的图像。

三、新型探头

图 7－68 给出了一般常用探头和新型探头的结构示意图。由图可知，新型探头中不用吸收层（减震器），而是用二层匹配层和人体接触。为了提高转换效率，探头内的压电晶体做成正长方体的结构，探头内装有集成化的电子开关电路，由于不必像一般探头那样使用同晶体相同数量的信号线，所以探头中的晶体可以大量增加，新型探头中采用 256 个晶体，而通往主要的信号线却只需一根，如图 7－69 所示。

由于电子开关采用集成电路，所以探头重量仍然很轻，由于晶体数的增加，使扫描线数增加，如采用隔行扫描的方法，则扫描线数又可增加一倍，故断层图像更加清晰。

四、扇形电子扫超声断层装置

一般的高速电子扫描超声断层装置探查心脏时，必须从探头整个长度上发射和接收超声波。但是，由于肺、肋骨等的障碍，放置探头位置有限，故形成的图像也受影响，为克服上述困难，出现了电子扇扫超声波装置，其探头做得很小，但是仍可以得到十分宽大的视野，适用于心脏的检查。现以日立 EUB－10 型为例，说明其工作原理。

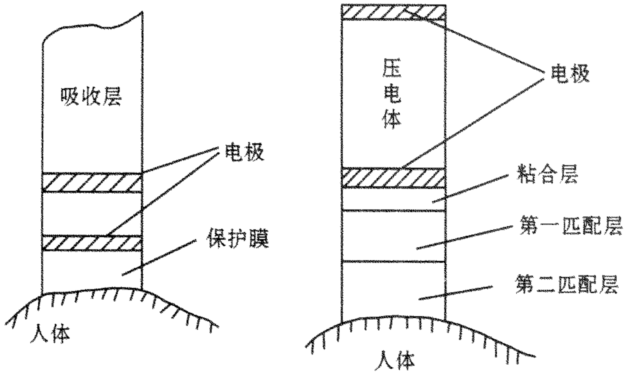


图 7－68　新型探头和一般探头结构示意图

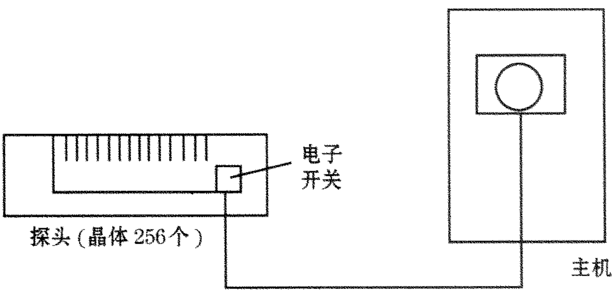


图 7－69　集成化的电子开关装在探头内

图 7－70 示出的扇扫用探头构造示意图。它把宽度很窄的压电晶体按相等的间隔直线排列出来。压电晶体用锆钛酸铅、为 16mm×10mm，每个晶体宽度为 0.4mm，晶体之间的间隔为 0.1mm，共计 32 块晶体，吸收层用含铁氧体粉的像胶制成。

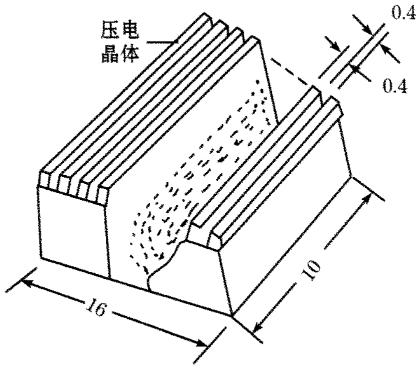


图 7－70　扇扫探头构造示意图

图 7 – 71 示出了利用电子学的方法使超声波束偏转的原理图，大家知道，如果把脉冲电压同时加于等间隔 d 排列起来的晶体 1、2、3、……之上，由于各晶体发射的超声波的波面聚集于正面方向上，所以超声波束便向着正面方向传播，但是，如果在脉冲电压加于晶体 1 之后，间隔 $\tau = \frac{d}{c}\sin\Phi$ 时间，再把脉冲电压加于晶体 2 上，以后的晶体依次类推，则波面将聚集在偏离探头正面为 Φ 角度的方向上。这时超声波束就在偏离正面方向上传播。反之，当超声波回声反射到探头时，对于各回声信号电压，按照顺序依次给定延迟时间，然后进行相加，就能使其具有对特定方向灵敏度最好的指向特性。这时，在从各晶体来的信号电压中，给定的延迟时间是和使超声波发射波束偏向时间的情况相同。使发射波束的偏向角同接收超声的指向特性中的主瓣的偏向角一致，并顺次改变这些偏向角，便可实现扇形扫描。EUB – 10 型电子扇扫的原理，如图 7 – 72 所示。由于这种扫描制式，引用了雷达相控阵原理，故亦称电子相控阵扇形扫描。

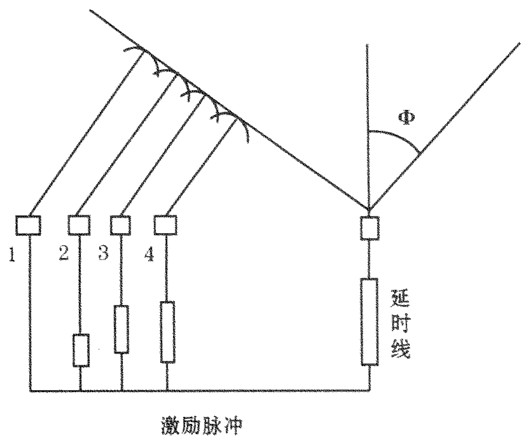


图 7 – 71　超声波束偏转原理示意图

EUB – 10 型电子扇扫包括有 32 个晶体，并且每个晶体宽为 0.4mm（其固有共振频率为 2.3MHz），晶体间间距为 0.1mm 排列组成探头。并且具有通道数与振动晶体数相同的脉冲发生器，其中还包括接收信号放大用的高频放大器及延时电路，断层图像显示器和控制电路。

在电子扇扫超声波断层装置中，若减少探头中振动晶体的数目，将使指向特性变坏。反之，若增多晶体的数目，则相应的每个晶体的发射和接收信号所需要的可变延时电路就要增加，因而使结构复杂，但指向特性会得到很大改善。

下面简单地介绍一下实现相位控制的发射用的脉冲发生器的工作原理。

图 7 – 73 表示具有可变延时电路功能，能够实现相位控制的发射用脉冲发生器的方框图。

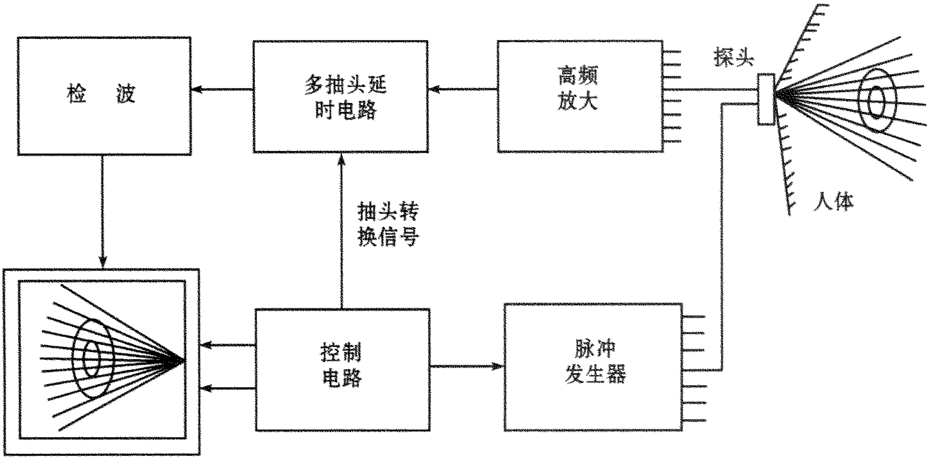


图 7－72　电子扇扫超声断层装置方框图

首先把与超声波束偏向角相对应的数据送至移位寄存器，而把电子聚焦用的数据送至可逆计数器，通过加在端子 1 上的脉冲，并根据移位寄存器的数据，与延迟时间相当的数据被累计在计数器中。通过加在端子 2 的脉冲，使计数器动作，并以进位信号作为使各晶体激励的定时脉冲。图中的聚焦数据是在每次发射时附加一个起聚焦作用的数据，使合成波面形成凹形的弧面，如图 7－74 所示。

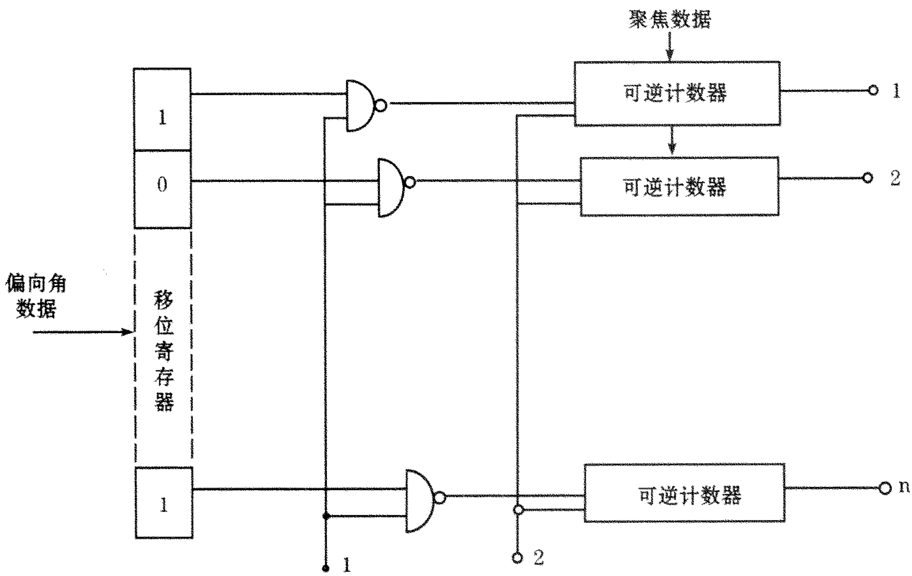


图 7－73　相位控制发射脉冲发生器方框图

图 7－75 示出了接收信号用的延时电路方框图。

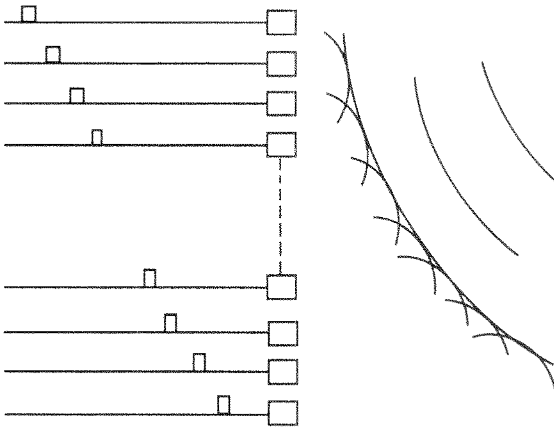


图 7－74　迭回扇扫聚焦作用

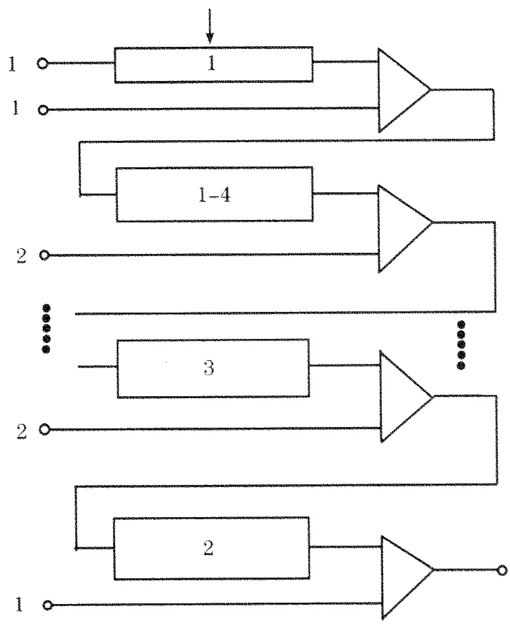
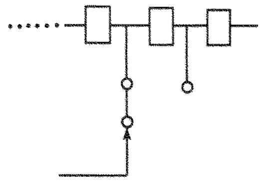


图 7－75　接收信号用的延时电路方框图

为了通过延时电路得到所希望的指向性，把从晶体 2、3、……、i－1、i 来的接收信号，分别经过延迟 τ_2、τ_3、……、τ_{i-1}、τ_i 后按如下方式进行加法运算，即在延迟线 2、3、……、(i－1)、i 中，提供求 τ_2，($\tau_3 - \tau_2$)、……、($\tau_i - 1 - \tau_i - 2$)、($\tau_i - \tau_i - 1$) 差值作为延迟时间。来自晶体 i 的接收信号经过延迟了 ($\tau_i - \tau_i - 1$) 后，同来自晶体（i－1）的接收信号相加，以上运算顺序重复下去。这里，延迟时间的控制是利用模拟开关来选择集中参数型延迟线的抽头，从而实现延迟控制。

关于集中参数型延迟线，通常是一个带抽头的线圈，将其绕在接地的金属管上。其等效电路如图 7－76 所示。



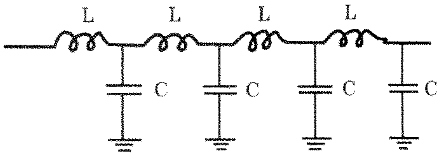


图 7－76　集中参数型延迟线等效电路

这种延迟电路的延迟量一般为 50μs。值得指出的是，上述发射脉冲发生器和接收信号用的延迟电路的延迟时间数据，与超声波束的偏向角对应，它可以从只读存贮器（ROM）读出。

第七节　超声诊断仪的使用和维修

超声诊断仪属于精密电子仪器，仪器使用时除了一般要求，例如防湿、防震、防热以及防电磁干扰这些常规要求条件以外，为了能够准确无误地使用超声仪器，出现故障后，能够迅速排除，还应了解和注意以下几个问题：

一、了解扫描速度和扫描时间的关系

一般荧光屏上的时基线（时间线），例如 A 型诊断仪上的水平时基线，B 型和 M 型的垂直时基线和 P 型的以中心为轴呈现圆周旋转的扫描线均为时间线，它表示每次超声脉冲从开始发射（始波）至从各个界面反射往返的时间，用来显示探测物的大小和深度，一般设有粗调，细调和比例转换的开关。以改变扫描速度和调整扫描时间，一般人体组织的声速，其平均值为 1 500m/s 或 1.5mm/ms，而每厘米距离表示往返所需时间为 13.3μs，故超声诊断通常用 13.3μs 代表 1cm 的深度。这样 10cm 的深度就需时间为 133μs。在使用时可根据脏器深度大小，调整粗调、细调和比例转换开关，以选择合适的扫描时间；另外还应注意，若扫描的速度快，由荧光屏上

每格扫描时间短；反之，若扫描速度慢，则屏上每格所代表的时间长。故在调整时，可通过改变扫速使屏上的声像图得到不同比例的显示，便于观察。

二、标距的使用

荧光屏上的标距，实际上是采用电子学的方法所制成的深度计，指示所探测的深度。

一般电子标距的方法很多。例如 SCJ－1 型，其电子标距由二组脉冲形成，一组为 13.3μs 的脉冲组，用以在屏上显示短时间的刻度，每刻度代表探测深度为 1cm 所需要的时间。另一组为 66.6μs 的脉冲组，其幅度稍高于第一组，在屏上是每 5 个刻度有一长时标刻度，代表探测深度为 5cm，再如 B 型或 M 型超声诊断仪，其电子时标标距，是利用一组产生的 13.3μs 和 26.6μs 的尖脉冲，加至调制极，在屏上二个光点间的距离代有 1cm（或 2cm）。CXJ－1 型超声心动图仪采用的就是这种时间标距。而国外的超声诊断仪大多采用同一扫描线，在 13.3μs 处加一脉冲，作为标距，这种方法比较简单。

三、深度补偿调节

由于超声在传播过程中，随距离的增大而按指数规律衰减，因而深部组织的超声衰减大，反射的超声信号就弱。一般情况下，荧光屏上显示不出来反射的超声信号，为此采用补偿的办法，即利用补偿电路产生一个和扫描时间同步并按指数规律增加的补偿电压，将补偿电压和锯齿波电压同时加在高放电路中，就能将深部组织的微弱反射信号在屏上显示出来。由于补偿的大小直接影响放大量和灵敏度，故在使用时，要同时调节“增益”、“抑制”和“补偿”，使近场（即浅部组织）和远场（即深部组织）的反射信号，都能在屏上很好地显示出来，满足临床诊断的要求。

四、延　迟

主要用于 A 型（双向）超声诊断仪中，以探查对照部位的脏器和颅脑中线、眼等，利用调节一组延迟旋钮使上下二组的始脉冲重合在同一时间和位置上，以便对照观察。

五、耦 合 剂

因为空气的声阻抗与人体组织的声阻抗相差太大。若探头与被测物之间的气隙为 0.1mm，则超声将 100% 地产生全反射，故探查时必需用耦合剂作为探头与体表的媒介物，这样效果较好。

六、常见故障的检查与维修

（一）整机不亮

电源插头接触不良，保险丝熔断，或电源线折断等。

（二）探头无反射波

一般仪器工作正常，扫描线和始脉冲都有显示，就是无反射波。其故障原因可能是探头导线断裂，或探头损坏，或接收电路前级发生故障，也可能是管子失效或线圈损坏。

（三）灵敏度下降

一般仪器长时间使用后，若发现灵敏度下降，则最大原因可能是发射电路或接收电路中的电子管失效或衰老所致。

（四）扫描线上带有交流波纹

一般为电源滤波电容漏电或变质所致；另外，若电源变压器不加屏蔽，漏磁严重，这样也会引起这种现象。

（五）有扫描线、无发射波

没有发射波的主要原因，可能是由于发射电路中发射管损坏，或无触发信号，或电路中元件变质，也可能是由于接收电路中管子损坏，或接收电路与显示器的连接线断裂均会造成上述故障。

（六）有发射始波，但无扫描线，或扫描线太短

扫描线没有，可能是由于扫描电压发生器不工作（或者断线、接触不良），或没有加到示波管偏转板上。扫描线太短，可能是由于扫描电压电路元件变质或损坏，使扫描电路不能正常工作。

（七）示波屏上无信号展开，只有一个亮点

造成这种故障的原因可能是直流电源电压没有加上，电路没有工作，或者同步电路的信号没有加上，均会造成上述故障。

（八）屏上扫描线不能移动

造成这种故障的原因有二个方面，对于手持扫描断层显像仪，可能是探头位置指示信号发生器的电源没有接上，或者指示信号没有加到显示部分。对于快速扫描断层显像仪，产生上述故障多是由于机械部分失灵，或电子切换部分发生故障。

（九）衰减器调节失灵或衰减值不合要求

造成这种故障的原因多数属于衰减器的开关接触不良，或元件损坏所致，可打开仪器进行检修。

上述是常见的故障现象，由于超声诊断仪器种类繁多，出现故障后对于初学者应遵循仪器检测的一般程序，即首先问清仪器发生故障的经过，初步判断故障可能发生的部位，然后着手检修。检修时，先从仪器外部检查，检查屏上有无扫描线，指示灯是否亮。检查时，一般从电源开始，然后逐级检查。先观察仪器内部是否有烧坏元件，有无断开元件，或灯光不亮，或跳火，放电现象，从而可初步判断故障发生的部位。经过观察后，再用万用表进行检查。在断电时，检查元件是否短路、断路、变质或有漏电现象，然后接通电源，测量各级电压，同时观察屏上的波形，即可判断故障所在。

一些其他故障现象的排除方法，应参考仪器使用说明书，仔细了解仪器的工作原理和工艺结构，才能做到有的放矢，迅速排除故障。

第八章　核医学仪器

第一节　γ照像机

γ照像机在临床上已广泛应用于各种脏器的显像、肿瘤的定位、器官功能的检测、体内激素的标识及血液动力学的研究等。它为临床医学、基础医学和科学研究等开辟了新的途径，并在现代三大影像医学仪器中占据重要地位。在我国，核医学仪器是从50年代后期应用于临床医学的，60年代以后进入了一个高速发展阶段，从早期的甲状腺功能仪、肾图测定仪、扫描仪、放射免疫测定仪，发展到医用直线加速器、γ照像机、单光子发射计算机断层处理显像和正电子发射计算机断层处理图像等，为现代医学诊断和科学研究的发展起着重要的推动作用。

早在γ照像机未诞生之前，扫描机曾是唯一可作核医学脏器显像的仪器，但自1957年Hal—Anger制成第一台γ照像机以来，γ照像机或早或迟地取代了扫描机而成为近30年来最基本和最主要的核医学显像仪器，这主要是因为它采用了大型晶体，取代了扫描机的弓字逐点打印；完成了一次成像。在功能上，它不仅可作静态显像，更重要的是能够进行快速连续的动态显像，为进行脏器功能动态研究提供了必不可少的先进工具。

早期（60年代初至70年代中期）γ照像机的成象主要过程是以模拟方式进行的。从70年代末开始逐渐向数字式发展。严格地讲，真正的数字式γ照像机应该是从光电倍增管输出信号开始，经过形成位置信号和能量信号，到校正、采集、存贮、处理、显示都是数字式的，皆由计算机来完成。这样不仅可以明显地提高计数效率，使整体性能有很大改善，并且使整机微型化。但至今绝大多数的γ照像机并不是真正数字式的，而是混合型的，即在探头内部仍以模拟式为主，从探头输出位置信号开始进入数字式，这是因为对于信号放大和位置信号的形成，模拟式仍是最简单、最便宜和最可靠的方法。

本节介绍模拟式γ照像机（简称γ照像机）的基本结构、工作原理和基本性能，γ照像机的分类、质量控制及操作注意事项等，重点是探头部分。下面分别加以介绍。

一、基本结构和工作原理

γ照像机由探头、后续电路、显示记录装置和显像床四个部分组成（见图8－1）。

（一）探头

探头是γ照像机成象的核心，如同普通照像机的镜头一样。它的作用是把人体内分布的放射核素射出来的γ线进行限束、定位和探测。探头产生的位置信号和能量信号可供后面的电子学线路分析、处理和显示。探头由铅屏蔽组装成一整体，它包括准直器、晶体、光导、光电倍增管及定位电路，外加固定支架组成。由晶体、光导、光电倍增管组成一个大型γ闪烁探测器，下面分别加以介绍。

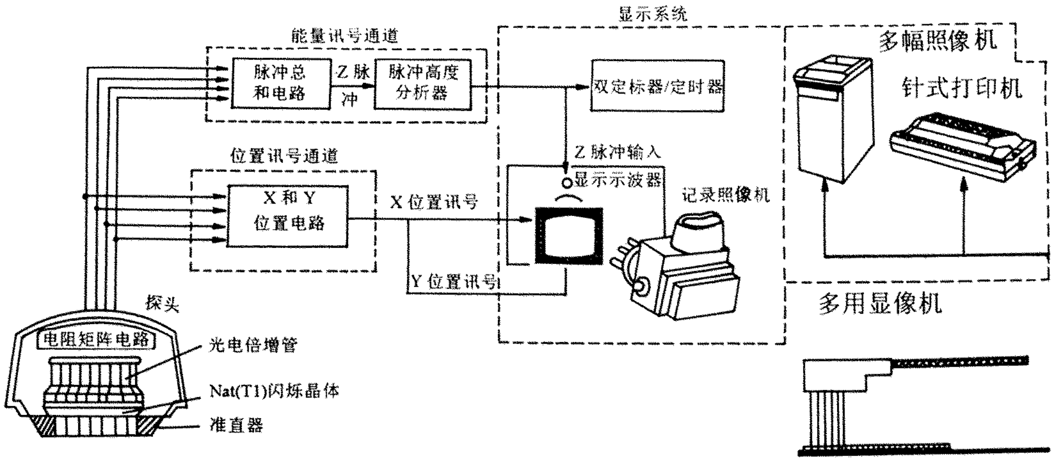


图8－1　闪烁γ照像机的基本组成部分

1. 准直器　准直器是用铅合金或铅钨合金铸成的一种机械装置，它安装在探头内、晶体的前方，是一种特制的屏壁，它的作用用来精确确定人体内注入的放射核素所发射γ射线的空间位置。它只让通过准直孔的γ射线射到闪烁晶体上，而将其它γ射线阻挡，使它射不到闪烁晶体上，起定位采集信息的作用。

（1）准直器的主要性能参数：准直器的主要参数有孔数、孔径、孔深及孔间壁的厚度，由它们决定准直器的空间分辨率、灵敏度和适用能量范围等参数。

①准直器的空间分辨率：空间分辨率表示对两个邻近点源加以区别的能力，准直孔径越小，分辨率越好。准直器越厚，分辨率越高。

②准直器的灵敏度：灵敏度为配置该准直器的探头实测单位活度的计数率。准直孔越大，灵敏度越高，准直器越厚则灵敏度越低，孔间壁越厚，灵敏度越低。

以上二点，对给定准直器的空间分辨率与灵敏度实则是一对矛盾，空间分辨率的提高必然伴随灵敏度的降低。操作者必须根据具体情况作正确处理。

③准直器适应能量的范围：它主要与孔间壁的厚度有关，厚度 0.3mm 左右者，适用于低能量 γ 射线的探测（< 150keV）。厚度在 1.5mm 左右者，适用中能 γ 射线的探测（150 ~ 350keV），2mm 左右的厚度适用高能 γ 射线的探测（350keV）。

（2）准直器的类型

①按几何形状共分四类（见图 8 - 2）：

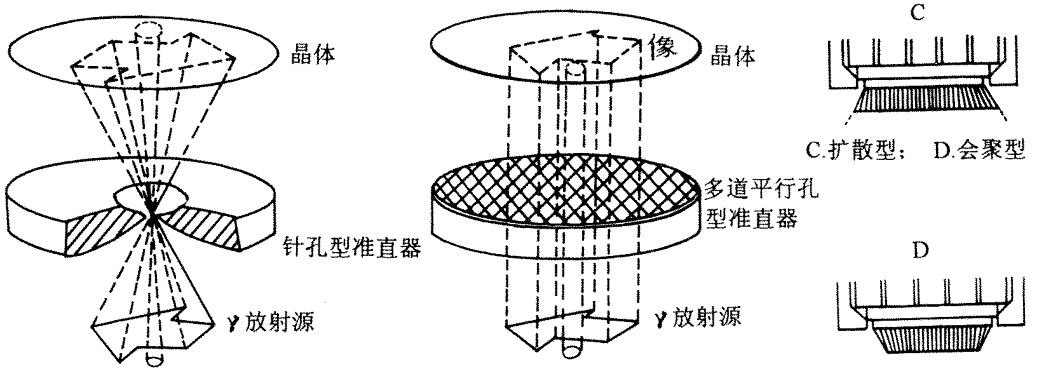


图 8 - 2　准直器的类型

针孔型：为单孔会聚型准直器，外口径 2 ~ 6mm，外口与晶体间距 15 ~ 20cm。这类准直器的有效探测立体角很小，故灵敏度很低。所成影像与实体倒向。影像的大小随着准直器的外口与探测物体的间距变化而变化，间距缩短，视野缩小，但影像放大倍数增加，灵敏度也增高。应用要点是根据脏器的大小调整适当的距离，适用于较浅表的小脏器和小病变显像。

平行孔型：是最常用的准直器，其孔道与准直器内、外面垂直，内外孔径相等，故孔道平行，它的灵敏度较高。准直器外口与被测物体的间距对灵敏度、视野和影像大小影响不大，但随着间距的增加，空间分辨率将下降。

扩散孔型：这类准直器中部的孔道仍保持平行，周边的孔道逐渐向外扩散，结果是扩大了有效探测视野，其代价是周边部位的灵敏度或分辨率降低。此多与直径不够大的圆型 γ 闪烁计数器配套。用于全身显像，它仅沿 X 轴扩展，X 轴则保持平行不变。

会聚型：官是多孔会聚，其性能与针孔准直器相似，对脏器的放大倍数较小，灵敏度和分辨率较高，一般很少使用。

②按适用的 γ 射线能量分三类：低能准直；中能准直；高能准直器。

③按灵敏度和分辨率共分三类：高灵敏型；高分辨型；通用型，即前面两种兼顾的一类。

（3）各种常用准直器的实际性能：(见表 8 - 1)。

表 8-1　准直器参数

准直器类别	视野（mm）	孔形	孔径（mm）	孔数	孔间壁（mm）	准直器厚度，（mm）	灵敏度（cpm/37kBq）	FWHM（mm）
低能通用型（LEGP）	400	六角形	2.5	18000	0.341	335	10.2	
低能高分辩型（LEHR）	400	六角形	1.8	32000	0.3	40	195	8.1
低能高灵敏型（LEHS）	400	六角形	3.4	9100	0.5	36	700	14.1
中能通用型（MEGP）	400	六角形	3.4	5990	1.4	42	360	12.5
高能通用型（HEGP）	400	六角形	4.5	3500	1.9	55	250	19.0
低能扩散（LEDP）	520×400	六角形	2.5	17800	0.3	40	250	11.6（X-12.2 Y-10.9）
中能扩散（MEDP）	520×400	圆形	4.0	3200	2.6	40	245	18.8（X-20.0 Y-17.5）

2. **晶体**　晶体是探头的重要部件，其前端紧与准直器相接，后端紧与光电倍增管相贴（经光导）。晶体的作用是把高能的 γ 光子转换成低能的可见闪烁荧光。最常用的是 NaI（T1）晶体。晶体有不同规格的尺寸和厚度。圆形晶体的大小用直径表示，它一般 30~40cm，由于圆形晶体操作比较方便，一般适用于较小器官的显像，如若用圆形晶体做大器官或全身显像，它必须配用扩散型准直器，且影像还会稍有变形，两侧的分辨率亦较差。方形或矩形晶体，由于它的视野大，一般 40cm×52cm，故它被广泛应用在 γ 照像机中作大脏器或全身显像及脏器联合显像。晶体的厚度不仅影响 γ 照像机的灵敏度和空间分辨率，同时也限定了所接受射线的能量范围。γ 照像机常用晶体的厚度为 6.3~12.5mm。一般薄晶体接受射线的能量偏低，而厚晶体接受射线的能量较高。通常在 γ 照像机中薄晶体应用比较普遍，一般都采用厚度为 6.3mm（1/4in），放射核素为发射低能的 γ 射线（如^{99m}TC）。由于大视野通用型 γ 照像机的用途广泛，有时也需探测核素能量较高的 γ 射线，故一般采用 9.5mm 厚的晶体（3/8in）。也曾有用多块晶体制成的探测器，已基本不用。

3. **光导**　光导系晶体与光电倍增管两者之间的光耦合剂（通常用的是硅油）。它的作用是平滑光的空间分布，使其光在传输过程中尽量不受损失地传输到光电倍增管中去进行逐级倍增。

4. **光电倍增管**　光电倍增管是一个电真空器件，由光阴极、联极（打拿极）和阳极三个部分组成。（图 8－3）。

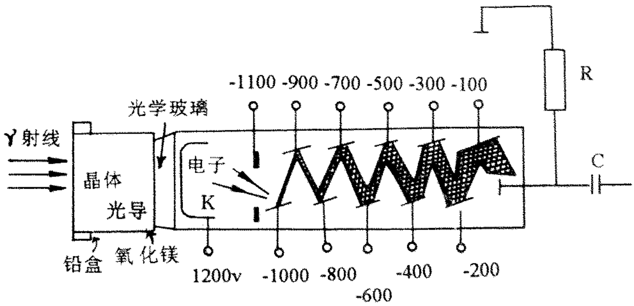


图 8－3　光电倍增管的结构

光电倍增管的作用是把晶体接受 γ 射线照射后产生的闪烁荧光按比例地转换并放大，完成这个光电的转换过程。光电管的放大系数可高达 $10^7 \sim 10^9$ 左右，灵敏度很高，可用来测量非常微弱的光线。

（1）光阴极：光阴极是由锑铯化合物等光敏材料制成，常见的是喷涂在光电倍增管顶部透明玻璃的内壁，当晶体的荧光光子照射到光阴极时就发出光电子，光电子的数量与入射荧光光子的数量成正比。

（2）联极（打拿极）：在光电倍增管中，一般具有 8～14 个联极，它们由一个稳定的直流高压电源维持着各联极间和阳极间的电位差。由阴极发射出的光电子在电场的作用下，加速聚焦逐极轰击，进行逐极倍增，由最后一个联极输出射向阳极。

（3）阳极：阳极接收由最后一个联极射来的电子，经阻容耦合送至后级。

γ 照像机中常用的光电倍增管有圆形和六角形两种规格，圆形光电管的光阴极直径多为 50～75mm。在圆形晶体探头中，光电倍增管从内圈到外圈的排列个数依次为 1、6、12、18、24、30，绝大多数都呈六角形排列。因此，在 γ 照像机中光电倍增管的数目有：19、37、55、61、91 个等。但在这些数目的圆形光电倍增管排列在一起，会有较大的暗区。为了减少圆形排列的暗区，现多制作成六角形的光电倍增管。在方形和矩形 γ 照像机探头内，目前以 55 个光电倍增管排列为多见。

5. **定位电路**　γ 射线通过铅准直器孔道投射到晶体上，晶体产生的闪烁荧光可以同时经光导传输到所有的光电倍增管上，最靠近荧光点的光电倍增管接收到的光子数最多，输出的电脉冲幅度最大。离得较远者则因接收到的光子数较少，输出的脉冲幅度较小（图 8－4）。因此晶体中发生一个闪烁事件就会使排列有序的光电倍增管阳极输出众多的幅度不等的电脉冲信号，对这些信号经过权重处理，就可以得到这样一个闪烁事件的位置信号 P，

$$P = \frac{\sum_i \cdot Ki \cdot Si}{\sum_i Si}$$

式中 Si 是从第 i 号光电倍增管输出的信号，Ki 是给定的第 i 号光电倍增管的位置权重因子。分母是所有脉冲信号的总和，它与入射 γ 射线的能量成正比，经过它的归一，使位置信号 P 不受能量的影响。

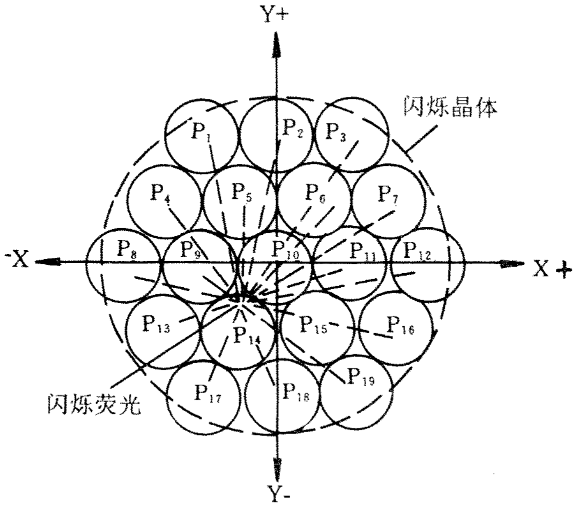


图 8－4　闪烁荧光传输到各光电倍增管的示意图

P_1、P_2…P_{19} 为光电倍增管序号

定位电路就是在每个光电倍增管的输出端加一个与位置有关的权重电阻或权重延迟线将每个管输出的信号进行位置权重，再利用加法电路和减法电路将所有经过位置权重的信号总和，利用比分电路得出这一事件将有的位置信号 P。

图 8－5 为由各个光电倍增管的位置权重电阻组成的矩阵示意图。每一个光电倍增管都与 4 个电阻相联接，各电阻的阻值根据管的位置不同而异。以下举两个简化了的例子来说明闪烁事件的位置信号是如何形成的。一个闪烁事件发生在晶体中心（X、Y 坐标原点），对位于第 10 号光电倍增管，其输出的信号 S_{10} 经过前置放大输入 4 个电阻，阻值相同，设为 20，由 4 个电阻输出的信号分别为 X^+、X^-、Y^+、Y^-，经过加法、减法和比分电路乃得到 3 个新的信号；①$X=(X^+-X^-)/Z$，②$Y=(Y^+-Y^-)/Z$，③$Z=X^++X^++Y^++Y^-$，X 和 Y 为该事件的位置信号，在此例中 X 值和 Y 值皆为零，据此乃可以确认事件发生在 X、Y 坐标原点。Z 为能量信号，等于 $S_{10}\times 80$。

再假设一个闪烁事件发生在晶体 X 轴最左侧，对位于第 8 号光电倍增管，其输出的信号 S_8 输入四个电阻，X 轴左方电阻（X^-）的阻值为 40，右方（X^+）为 0，Y^+ 和 Y^- 的阻值皆为 20，则其位置信号和能量信号皆可求出：

$Z=S_8(0+40+20+20)=S8\times 80$

$X=S_8(0-40)/S_8\times 80=-40/80=-0.5$

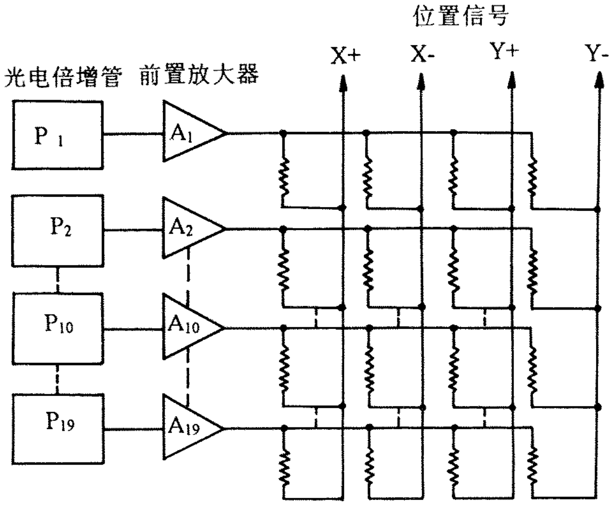


图 8－5　位置权重电阻矩阵示意图

$Y = S_8\ (20 - 20)\ /S_8 \times 80 = 0$

以此类推，可知任何闪烁事件发生在晶体的某个部位，相对应的光电倍增管通过位置权重电阻矩阵就会输出特有的位置信号和能量信号。当然实际情况要复杂得多，即一个闪烁事件可作用于很多个光电倍增管，每一只管都输出经过位置权重的 X^+，X^-，Y^+ 和 Y^- 值，最后需由加法电路将各管的输出值按 X^+，X^-，Y^+ 和 Y^- 值分别总和起来而给出此事件的 X、Y、Z 信号。这种位置权重矩阵电路被称作高精度坐标计算装置。

6. **支架**　沉重的探头必须有牢固可靠的支架支持，但又必须能进行各种方向的灵活移动和转动、支架配有与各种准直器平衡配重装置和有效的制动阀。

（二）后续电路

后续电路指探头输出的位置信号和能量信号随后进入的各种电子线路，它包括：

（1）信号线性放大器。

（2）多道脉冲幅度分析器，选择所需要的能量信号。

（3）定标电路：用以预置成像计数量。

（4）定时电路：预置一次或连续多帧成像的时间。

（5）门电路：即用生理信号触发采集和停止采集。

（6）定方位电路：不论病人体位如何，使成像总是保持是正像。

（7）电源电路

（8）探头运动和制动电路。

（三）显示记录装置

1. **余辉显示器和高分辨显示器** 位置信号 X、Y 分别传输给显示器的水平（X）和垂直（Y）偏转板，使同时输入的能量信号定位触发阴极射线管起辉。阴极射线管逐个集累光点达一定量即形成一帧闪烁影像。

余辉显示器能够实现观察影像，但较为粗糙，它常安置在探头支架上方用于观察病人的体位和粗略的影像监测。高分辨显示器则用于实时或重放时的精细观察和照像。

2. **硬拷贝** 为永久保存影像并对影像进行复制，常用的有：①多幅照像机；②Polarcid 照像机；③针式打印机；④影印机；⑤磁盘；⑥光盘，等等。

（四）显像床

最理想的是多用显像床，它可通用于平面显像、断层和全身显像。以碳素纤维为原料，其厚度 $< 1cm$，但对 γ 射线的吸收小，勿需进行衰减校正。要求负重 $150kg/m^2$，有可调头托。由马达控制水平和垂直方向移动，包括在轨道上等速纵向水平移动以进行全身显像（有的仪器是固定床而由探头等速移动）（图 8－6）。

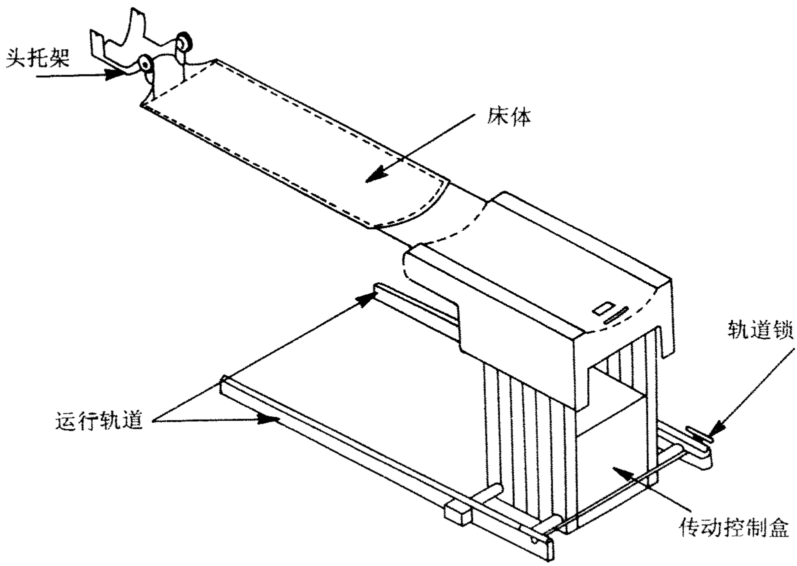


图 8－6 显像床

二、分　类

由于临床需要不同，γ 照像机从发展至今设计了不同的类型，包括移动式 γ 照像机、多晶体 γ 照像机、模拟和数字式 γ 照像机、全身显像 γ 照像机、断层和正电子 γ 照像机等。

（一）移动式γ照像机

随着核心脏病学的发展，为了适应危重病人的检查和床旁监测的需要，γ照像机可推至病房床旁、急诊室及冠心病监护病房等部门。移动式γ照像机就是为了上述目的而设计的。它体积小，重量轻、晶体薄，使用低能核素，计算机微型、程序专一，与主机控制台合为一体。此仪器的缺点是对大脏器检查视野偏小，对高能放射核素不适用。

（二）多晶体γ照像机

在γ照像机发展的初期阶段，为了解高能放射核素的γ显像，Bender 和 Blau 两人发明了多晶体γ照像机。该机由 294 块晶体组成、晶体分成 14 行，21 列排列。每行、每列分别与一个光电倍增管相联、总数 35 个光电倍增管。由于它的位置信号一开始就数字化了，因此处理速度加快。它适用于心血管的快速动态检查。其缺点是检查视野小，能量分辨差，故临床应用受限。

（三）模拟式和数字式γ照像机

模拟式γ照像机系指位置信号乃至最后的照像信号均为模拟量。国产长城牌γ照像机，进口 Omega 500、Sigma 438 均属于模拟式γ照像机。现代绝大多数的γ像机都是混合型的，位置信号是模拟的，以后在不同的阶段转换成数量。另外，γ像机的控制台与计算机合为一体，由一系列微机进行数据的采集、处理、显示。

数字式γ照像机的主要优点是提高了计数效率，适合于快速动态研究。但机器校正比较复杂，计算机一出故障就会影响γ照像机的正常工作。要求高水平的工程人员进行管理，从维修上亦比单纯模拟式γ照像机要复杂。

（四）全身显像γ照像机

全身显像是利用扫描的方式得到一幅人体全身的放射核素分布图。利用移动探头或床都可达到全身显象的目的。为了节省空间，现代γ照像机做全身显像多采用探头移动的方式。探头移动系统由直流马达和电控线路组成，可根据不同要求调节扫描速度。也有的机器通过计算信息密度自动调节扫描速度，保持成象质量不受注入剂量大小及病人因素的影响。

三、性能及质量控制

（一）γ照像机的均匀性

γ照像机均匀性是描述探头对均匀泛源响应的差异。晶体光转换的不一致、光电倍增管增益不均匀，光导和硅油匹配不佳，耦合不良，高压和单道分析器阈值不稳定均会影响γ照像机的均匀性。

现代γ照像机都加了均匀性校正线路来克服非均匀性造成的图象变劣。校正由

一微处理机来完成。探头视野分割成 64×64 大小的矩阵，用一均匀泛源照射探头，计算机相应的校正因子并存入存储器中。进行 γ 照像时，将相同矩阵单元的计数与校正因子进行运算，得出校正结果。

能谱漂移或峰位、窗亮变化常影响均匀性的好坏。γ 探头得到的能谱是各个光电倍增管能谱的叠加。晶体的非均匀响应，光电倍增管增益的差异及光耦合不良均会影响局部区域的能谱变化。能谱校正时同样把探头化分成 64×64 个小单元，将每个矩阵单元的能谱值存入存储器中。实际采集图象时，将能谱的漂移再校正过来。

非线性的影响与能谱漂移相似，不过它是通过位置畸变造成均匀性不佳。例如空间某闪烁点的位置坐标为（5，6），畸变后为（7，4），则原始位置（5，6）的计数减少，（7，4）位置的计数反而增加。校正非线性畸变也是通过一 64×64 矩阵事先存储校正因子，采集图象时按相应的空间位置进行补偿。

计数校正是各 γ 照像机生产厂家都采用的，因为各种非均匀性的响应最终表现为计数率的差异。计数校正有加、减计数法和计数抑制法两种。加减计数法是在探头的灵敏度“冷”区或“热”区增加或减少计数，从而达到探测效率的一致性。计数抑制法是把最大计数向最小计数压缩，如果把探头视野内的所有计数都压到与最小值一致，称 100% 校正，压缩至最大计数数值的一半，称 50% 校正。计数校正要影响 γ 照像的计数真实性，在做定量分析和动态研究时要特别小心，甚至有人建议不用均匀性校正。

均匀性的定量测定有积分均匀性和微分均匀性两项指标。积分均匀性是测量探头有效视野或中心视野内最大计数率和最小计数率的差异程度。微分均匀性表示这种差异对距离的变化率。常规临床质控可用照像法直接肉眼观察胶片放射性分布的均匀性，但机器验收时则一定要用定量测量。需要强调的是定量指标与选用矩阵大小、平滑点数有关。NEMA 标准规定测试均匀性为 64×64 矩阵，最大值和最小值取周围九点的平均值。

（二）γ 照像机固有空间分辨率和调制传递函数。

γ 照像机固有分辨率为探头不带准直器时分辨两个点源或线源最小距离的能力。它与晶体厚薄、光电倍增管大小及数目、能量分辨率都有关系。最简便的方法是用不同大小的铅条铅栅模型测量，确定分辨的最小宽度定为分辨率。测量时应将模型在 X、Y 两个方向对换。定量的办法是测量点源或线源的伸展函数，取曲线峰值一半处的全宽度（TWHM）为探头的分辨率。更精确的测量是调制传递函数（MTF），它反映了空间频率对图象调制（对比度）传递的影响。MTF 一般用于系统分辨率的测定，因为它包含了散射线和壁准直器的穿透的影响。

$$MTF=\frac{M_1}{M_s},\quad M_1=\frac{Imax-Imin}{Imax+Imin},\quad M_s=\frac{Smax-Smin}{Smax+Smin}$$

式中，M_1、M_s 分别为图像和物体的对比调制。Imax，Imin 代表图像计数的最大

值和最小值。Smax、Smin 代表系统的最大值和最小值。

（三）死时间和计数率特性

死时间和计数率特性是 γ 照像机的又一重要性能指标。γ 照像机能够分开两个闪烁光子的最短时间称为死时间。用 τ 表示。任何计数单元，单道分析器，定标线路，计算机接口和脉冲处理单元都会产生死时间。非麻痹系统只是简单造成计数损失，并不对后面探测产生任何影响，麻痹系统不仅造成计数丢失，还要延长后面探测的死时间，造成脉冲堆积。闪烁探头一般视为麻痹系统，其余部分可视为非麻痹系统。死时间可用双源法测量。死时间受测量用放射核素种类、单道分析器的窗宽及窗位、散射媒质、数据处理系统的响应时间等因素影响。

死时间造成计数丢失，因而真实计数率与观察计数率在低计数率时为线性关系，在高计数率时呈非线性关系。观察计数率对真实计数率所作的曲线称计数率特性曲线。

（四）固有空间线性度

γ 照像机的固有空间线性度表明 γ 照像机对 γ 光子位置失真的度量。固有空间线性度可用微分线性度及绝对线性度两个指标来测定。微分线性度定义为有效视野或中心视野内线扩展函数峰值间隔的标准差；绝对线性度则为线扩展函数峰值间隔的最大偏差，均用毫米表示。测量线性度时应用标准线源置于铅槽模型中进行。常规质控中也可用一象限的铅栅模型，铅条长度应大于有效视野直径。根据模型 X 光胶片铅条的弯曲情况即可判别线性度的好坏。测量应在 X、Y 两个方向进行。

（五）测量用放射源

γ 照像机性能测试除了一套标准模型外，还应有测量用的放射源。测量用放射源包括：点源、面源和线源。点源用 γ 照像机固有性能的测试。点源活度的确定是以测定的最大计数率不大于 2×10^4 计数/秒计算的。知道了点源距探头的距离和视野大小，点源的活度即可计算出来。一般为 11MBq（300Dμci）。面源用来测试 γ 照像机带有准直器的性能。它的活度不得小于 185MBq（5mci），均匀性 1%。面源也可用来测量 γ 照像机的固有性能，但此时的活度应低于 3.7MBq（100μci），否则将会严重损坏晶体和光电倍增管。线源用来测量 γ 照像机的空间分辨率和空间线性度。线源长度一般为 30 ~ 40cm，宽度小于 1mm，活度 37MBq（1mci）。所有测量用放射源都可用 $57C_0$ 或 ^{99m}TC，临床质量控制，多用 ^{99m}TC 较为方便。

四、使用前的检查及注意事项

（一）使用前的检查

为保障 γ 照像机的正常工作，凡操作使用前都必须按如下常规进行检查。

（1）检查探头支架、探头、准直器、晶体及床等：主要查其牢固性、操作的灵

活性，探头升降、旋转的可靠性，制动装置的灵敏有效性。看有否损坏、变形、裂痕，以确保受检查及操作者的安全，防止仪器人为的损坏。

（2）检查能谱曲线：常规放置^{99m}TC放射源不卸准直器，用多道分析器显示能谱曲线，记录能峰位，计算FWHM，与最近3个月以来的记录比较（变化不小于±10%），合格者置20%的能窗，微调能窗中心对位于光电峰后可以使用。若不合格，应重复几次，以观察是否电源不稳、温度变化、电子线路等故障引起短期波动。

（3）检查均匀性：用面源进行系统均匀性检查。无面源则进行固有均匀性检查，即卸去准直器，放置铅环，用^{99m}TC点源，放置每次固定几何位置，常规置窗、64×64矩阵，采集模拟或数字影像使目测影像与近期或验收影像无明显差别。

（4）检查本底计数率：不卸准直器，探头面向下，对位于检查床中心，设置所用常规工作条件，采集100s计数应与近期值相比较，变化不大于20%。

（5）检查显示器：调节显示器的聚焦和散光钮，直至光点小、圆而边缘清晰。

（6）检查影像胶片处理情况：观察胶片的透明度、均匀性、有否不规则本底及其它处理不当或检查暗室的光照、温度、显影、定影药水等等。

（二）操作注意事项

γ照像机是一台较为复杂的精密仪器，应注意细心按其操作规程，以维持其稳定的、良好的工作状态。

（1）尽量保证光电管的高压不中断，避免重复开关高压对仪器带来伤害。

（2）白天、夜间较长时间不用时，应该关闭显示装置，尽量减低显示器的光亮度，以免显示器提前老化。

（3）不进行各项检查时，探头应晶体向下，置探头于水平位。

（4）保持室温每小时变化<3℃，以防温度突变使晶体碎裂。

（5）为防止人为、机械、温度等对晶体的损害，准直器一般不必卸下。

（6）防止放射源直接污染探测器。

第二节　发射型计算机断层（ECT）

一、概　　述

（一）发展简史

发射型计算机断层（Emission Computed Tomography，简称ECT）是医学影像技术的重要组成部分，是计算机辅助断层（CT）技术在核医学中的应用。发射型计算机

断层分为单光子发射计算机断层（SPECT）和正电子发射型计算机断层（PET）两类。自70年代末期SPECT广泛用于临床核医学实践以来，ECT在核素显像，乃至整个医学影像中的地位和作用都得到了无可争辩的承认。这是核医学家们多年的追求、实践与尝试的结果，是核素显象技术继扫描机、γ照像机问世以后的又一进展。与其它医学影象技术相比，ECT发挥了核医学的固有特点，它可以显示脏器功能，研究其代谢情况，提供定性与定量的信息。特别是近些年来，一些新的心脏和脑及其它显像剂的临床应用，使SPECT的功能大大扩展，过去要用PET才能实现的检查则可由SPECT代替。这不仅仅是降低了成本，而且更具有其实际应用价值。与普通γ照像机平面像相比，断层图像可以提供三维信息，直接测量脏器和组织的放射性浓度，为许多定量分析和计算提供了基本的保证。此外，由于断层图像不受深度、脏器大小和厚度的影响，对于一些深层部位的病变也显著提高了探测能力。

发射型计算机断层的研制工作早于X线CT。1963年Kuhl和Edwards等研制了一种称为横向断面的扫描仪，该设备已具备了现代X线CT的概念，该装置包括两个带准直器的射线探头和扫描机系统，在扫描物体的表面平行移动，然后再旋转一固定角度重复扫描，这样，实际上可获得不同方位的投影，即放射性分布的活体剖面。Kuhl等人当时所用的图像重建方法是简单的反向投影法，因而其图像模糊，对比差，图像矩阵单元的活性值与实物分布无对应关系。Kuhl等人以后又作了不少改进，并引入了计算机校正，终于在1979年做出了第一台头部的SPECT。

PET的研究工作经历了更长的时间，一些雏型机的设计和制造最初是在大学和医学中心进行，成熟后才转入工厂生产。世界上主要集中在美国、西欧和日本，其中2/3以上的PET中心在美国。比较有名的PET实验中心有美国波士顿麻省总医院、洛杉矶加州大学，华盛顿大学、约翰·霍甫金斯大学、纽约州大学、美国国家卫生院、瑞典斯德哥尔摩大学和英国Hammer－smith医院等。但PET目前仍未能广泛应用于临床，其主要原因是耗资大，除了PET外，还要有医院内专设的回旋加速器和一批包括核物理、核化学和核医学的技术队伍。PET的实用价值目前已得到公认，它已被认为是最有发展前途的影象技术之一，誉为“探讨人类大脑奥秘的锐利武器”。

ECT在研制过程中遇到了两大障碍：光子通量的限制和衰减校正。这两大障碍目前仍是ECT发展和改进的主要难关。ECT的光子通量受到注入人体内放射性核素剂量的限制。ECT的图象是由体内发射出的γ光子构成，通常情况下只有注入量的万分之几的光子可用来作被检脏器的成象，其它大部分信息浪费掉了。与此相反，X线CT是由X线球管产生的X线穿透人体构成断层图像，成像结束，射线也就终止了，因而可加大成像光子的束流强度。一般而言，一张断层图像的光子通量，X线CT为ECT的$10^3 \sim 10^4$倍。ECT成像的另一困难是有两个变量，即放射性的浓度和衰减系数。对放射性核素显像，只有放射性浓度有意义，衰减因素必须加以清除或校正。衰减校正涉及组织的成分、成像物体和脏器的大小、形状以及放射性核素

的能量。真正完善的衰减校正是极其困难的。目前，商业产品中较多的采用平均衰减校正，实验研究采用模型校正。

SPECT 的临床价值已经有了肯定的评价。它的发展方向仍然是克服两大基本障碍，进一步改进和提高空间分辨率和灵敏度，减少伪影，朝着多功能、快速动态的方向发展。而 PET 则要进一步改善设计，降低成本，使它从少数研究中心扩大到广泛的临床应用。另一途径是开发更多的心脏和脑的代谢研究药物，使 PET 的工作可用 SPECT 替代。但是，PET 所使用的正电子发射体放射性核素，如 ^{11}C、^{15}O、^{18}F 和 ^{13}N 是与生命现象密切相关的基本元素，它们在研究人体生理、生化代谢功能中的作用是其它放射性核素很难替代的。

（二）发射型计算机断层的分类

发射型计算机断层根据发射光子的来源分为单光子发射计算机断层（SPECT）和正电子发射计算机断层（PET）。SPECT 所使用的放射源为普通 γ 照像机使用的发射 γ 射线的放射性核素。用普通的单光子探测法或 γ 探测法即可测量。从探测原理上讲，SPECT 探头系统只要有一个 γ 探头就可以了，用两个或多个探头只是为了提高探测效率。正电子发射型计算机断层是采用回旋加速器生产的能发射正电子的放射性核素作为放射源。此种类型的放射性核素衰变时由于湮没辐射，发射两个方向相反的 γ 光子，需要用符合探测原理进行探测。PET 探头系统要求有两个或多个 γ 探头构成、成相对排列。

SPECT 还可分成许多类型。根据探头的结构不同分为扫描机型的 SPECT 和 γ 照像机型的 SPECT，扫描机型的 SPECT 由一个或多个扫描机探头构成 SPECT 探头系统。数据采集时，探头做平动和转动两种运动。它的特点是采集速动快，断层灵敏度高，适用于快速动态断层。γ 照像机型的 SPECT，主机为一 γ 照像机，加上探头支架旋转机构及图象重建软件。由于光子的收集率与 γ 光子发射体对探头所张的立体角成正比，所以 SPECT 的探头都采用大视野的晶体，以提高体积灵敏度。γ 照像机型的 SPECT 在采集数据时所收集到的信息是以探头直径为长轴的一个圆柱体。这种采集方式，一次旋转 360 就可以得到多个断层面，最多可达 128 个断面。该类型的 SPECT 由于体积灵敏度高，一次数据采集可得到多个断层面，又兼有普通 γ 照像机的功能，因而得到了广泛的应用。在目前的商业产品中，γ 照像机型的 SPECT 占了 90% 以上。一台 γ 照像机型的 SPECT 具有四大功能，即静态成像、动态研究、全身扫描及断层摄影。

SPECT 的另一种分类方法是根据原始层平面的数据采集。如果原始层平面的数据来源于平行人体长轴方向的投射，则称为纵向断层，相反，如果原始断层平面信息来源于垂直人体长轴或垂直于探头表面的断面，则称为横向断层，显然，从原始断层经图象重建可以得到任何方位的断层面。对临床有价值的断面是横断面，冠状面和矢状面断层图。在心脏和脑断层中，斜位断面重建有特殊价值。

纵向断层和横向断层的区别有两点：①纵向断层是有限角度取样，横向断层是完全角度取样。有限角度取样是通过特殊准直器的准直孔方位或几个固定方位转动的数据采集来重建图像。完全角度取样则可在 0°～360°间取若干投射，由此重建图像。实践证明，完全角度取样的 SPECT 图像质量好，伪影少，摆位方便。目前绝大多数临床应用的 SPECT 为完全角度取样的横向断层；②横向断层应用了 X 线 CT 的图像重建技术，断层平面内无重叠信息干扰，图像对比度好，可以进行定量分析。纵向断层一般应用体层摄影原理，虽然也有图像重建，但断层平面内仍有周围平面信息的干扰，图像对比差，不适合做完全定量分析。纵向断层也有许多模式，但真正获得临床应用的是七针孔准直器断层和旋转斜孔准直器断层。这两种 SPECT 制造简单，只需在 γ 照像机探头上附加特殊准直器即可。而且应用了计算机进行均匀性校正和衰减补偿，在 80 年代初期心脏和小脏器断层上曾有过报道。

七针孔准直器断层出现于 1978 年。Vogel 等人设计了一种特殊的准直器，它有 7 个针孔，中间 1 个，周围 6 个，成六角阵列排列。每个针孔的直径为 5.5mm，孔心距为 6.35cm。准直器表面与晶体表面距离为 12.7cm，中间有铅屏蔽，防止投射剖面的相互重叠。图 8－7 为七孔准直器断层的原理图。

七针孔准直器断层利用了针孔的光学原理。针孔上所得的 7 个不重叠的图像并不是断层图像，它们是不同角度的原始投影剖面图。经过均匀性及衰减校正后，原始的 7 幅图像可用来重建不同深度的纵向断层图像。

七针孔断层中很重要的一个步骤是要进行点源采集和校正。点源的七幅投射剖面图在晶体上有固定的中心位置。断层图像的深度由物体形成的 7 幅图像与点源图像的相对距离决定，越靠近晶体视野中心，所得到的断层图像愈接近准直器表面；越靠近晶体视野边缘，断层图像愈远离准直器表面。断层面叠加形成一锥体，距准直器表面越近，断层面越小，距准直器表面愈远，断层面越大。

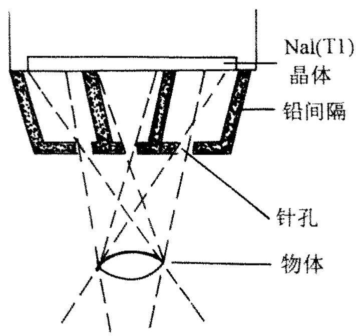


图 8－7　七针孔准直器剖面图

旋转斜孔准直器断层与七针孔准直断层有相同的原理。斜孔为平行孔，与晶体表面成一定角度。斜孔准直器可以绕晶体中心轴旋转一定角度，其旋转运动可以是

手动，也可以是马达驱动。原美国 Technicare 公司的“Tomovision”系统为旋转斜孔断层。平行斜孔与晶体表面成25°角，可以转动6个不同的方位，从而得到6幅投射剖面图。用迭代技术可以重建不同深度的纵向断层图象。由于它们均属于不完全角度取样，断层面内有周围信息干扰，空间分辨率和均匀性都较差，容易产生伪影，故目前已废弃不用。

二、SPECT 的工作原理

（一）单光子和湮没辐射光子

单光子的概念是相对于双光子而言的。γ光子的两种探测方式是由形成γ衰变的放射性核素的性质决定的。普通γ照像机和扫描机使用的放射性核素一般是由反应堆生产的，如^{99m}TC、^{131}I、^{125}I等。这种类型的放射性核素是富中子的，因为在生产过程中，用中子轰击母靶，使它得到过剩的中子而变成不稳定，放射性的原子核在衰变过程中要发生中子与质子的转化，把一个中子转化成质子，同时产生一个β^-粒子，称β^-衰变。衰变公式为：$n \rightarrow P + B^-$。经过旷衰变的原子核还有多余的能量，在回复到基态时释放多余的能量。多余能量以γ光子形式释放出来，产生的γ光子是单方向的，也是单个的，单光子的名字由此而来。

与此相反，从回旋加速器中生产放射性核素是用质子、氘核等轰击母靶，产生的放射性核素是缺中子的。在衰变过程中，这类放射性核素把一个质子转化为中子，同时产生一个β^+粒子，称β^+衰变。衰变公式为$P \rightarrow n + \beta^+$。$\beta^+$为正电子，只能在组织中瞬息存在，很快与组织周围的负电子结合形成两个γ光子。正负电子通过质能转换消失，形成两个γ光子的过程称为湮没辐射。湮没辐射形成的两个γ光子是成对的，发射的方向是相反的，与单光子相比，也可称为双光子放射性核素。需指出的是：在β^+衰变中，除了湮没辐射外，也有正常的γ衰变及特征X线辐射。

（2）SPECT 与γ照像机的异同

从概念上讲，SPECT 与γ照像机完全不同。γ照像机得到的是重叠的二维平面像。SPECT 得到的是由许多二维断面构成的三维立体象。但从 SPECT 分类中可以看出，SPECT 与γ照像机有着密切的关系，特别是目前应用较广的旋转型γ照像机SPECT，实际上就是γ照像机的新发展。所以许多厂家把 ECT 作为一个选购件。当然，此种类型的γ照像机与普通γ照像机已经有许多不同之处。例如，晶体为大视野，探头的各种校正更加严格，应有能使探头旋转的机械装置，计算机容量大，速度快，有图像重建软件等。

（三）SPECT 与 X 线 CT 的异同

X线 CT 问世之前，SPECT 的研究工作就已经开始。X线 CT 在研究的初期阶段，无论从探测技术上还是射线源方面都借鉴了核医学的技术。X线 CT 的发明者，英

国 EMI 公司的工程师 Ho – unsfield 在开始研究 X 线 CT 时不是用的 X 线源，而是用的放射性核素产生的 γ 射线源，所采用的探测技术仍为闪烁探测法。由于 γ 源的强度不够，数据采集时间长达几十小时。现代的 X 线 CT 都采用强束流的 X 线，它是从旋转阳极的 X 线球管中产生的。X 线为一连续能谱，在穿透体时要产生射线硬化效应，影响测量精度。在骨密度的 CT 定量测定中，人们还是寻找合适的 γ 线源替代 X 线源。

SPECT 与 X 线 CT 是一对孪生物，它们之间的关系如同核医学与 X 线诊断学的关系一样。它们本质的联系和区别在于对射线源的利用不一样。SPECT 是利用被注入人体内的放射性核素发射出的 γ 光子为射线源构成断层图像。由于正常组织和病变组织浓聚放射性核素的浓度不一样，从而射出的光子密度不一样，这样构成的图像是反应人体功能的解剖图像。X 线 CT 是利用外来的 X 线作为射线源去穿透人体。由于各种正常及病变组织的物理密度不一样，从而射出的光子密度也不一样，这就构成一幅反映人体密度差异的解剖图像。

SPECT 在 X 线 CT 的影响下也有了迅速的发展，借鉴了 X 线 CT 的图像重建技术。在现有的 SPECT 中都采用滤波反投影法（FBP），这也是在 X 线 CT 中广泛采用的重建技术。

SPECT 与 X 线 CT 的主要区别是重建变量和诊断依据不一样，X 线 CT 以衰减系数作为重建变量，以物理密度有否差异作为诊断的依据。如果一种正常组织和病变组织在物理密度上没有差异，或者其差异在 X 线 CT 对比分辨能力以外，肿物再大也很难分辨出来。SPECT 以放射性浓度为重建变量，以组织吸收功能差异为诊断依据。虽然 SPECT 图像空间分辨力差，图像比较粗糙，但在反映正常组织与病变组织的功能差异上是很有帮助的。例如，鉴别诊断肝癌与肝血管瘤，SPECT 就大大优于 X 线 CT 和超声。

SPECT 在取断层面的厚度上与 X 线 CT 也不一样，X 线 CT 是采用几何准直的方法来限制束流的宽度，改变断层厚度需要更换准直器，而且准直器的选择要在数据采集前进行，数据一旦采集好了，断层厚度就固定死了。SPECT 选择断层面厚度则是靠 γ 照像机探头的定位线路，γ 照像机探头平面有两个位置方向，X 和 Y 方向，从横向断层图像看，探头的 Y 方向沿人身体的长轴，断层面为 Z、X 平面。根据 γ 照像机定位线路，Y 的坐标位置信号贮存在存储器中，计算机只要根据需要选择 Y_1 及 Y_2 两个坐标就可把厚度确定下来。Y_1、Y_2 可任意选择，从而断层厚度可以任意选择。SPECT 断层厚度的选择可以在数据采集后进行，而且可以任意改变，这对临床应用是很方便的。

（四）图像重建技术在 SPECT 中的应用

CT 是一种利用计算机辅助重建图像实现断层的方法。早在 1927 年 Ra′don 就提出了图像重建技术，很快在宇宙天文学和其它领域得到了广泛应用。X 线 CT 出现

以后，图像重建技术在医学影像技术中有了广泛的应用，相继出现了磁共振 CT，发射 CT。也有人把图像重建技术用于工业探伤，称工业 CT。

什么是图像重建技术？图像重建的简单定义是已知物体在不同方向的投影值，求物体内各点的分布。在 SPECT 中，则是已知各方向的投影值（测量值），求断层平面内各点的放射性活度。为了使图像重建技术的概念更为清楚，可以简单的解线性方程组求未知数入手来理解图像重建。在此基础上再引入 ECT 中常用的滤波反投影法（FBP）和卷积分法。以下用一个二维四元矩阵代表一断层面，实际的断层面只是矩阵更大一些，最小为 32×32、最大为 512×512。设四元矩阵中每一矩阵单元的放射性活度值分别为 C_1、C、C_3 和 C_4，由探头在三个方向测得的投影值如图 8－8 所示。由已知的测量值可以列出三组方程：

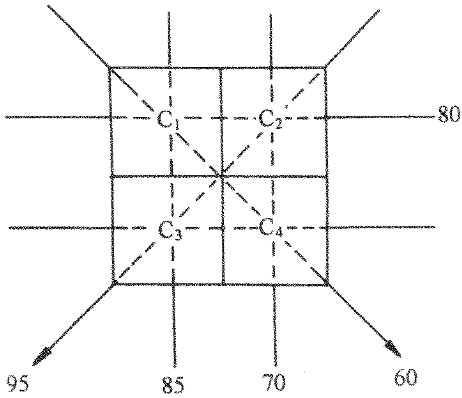


图 8－8　图像重建原理

水平方向：$C_1 + C_2 = 80$

$C_3 + C_4 = 75$

垂直方向：$C_1 + C_2 = 85$

$C_2 + C_4 = 70$

对角方向：$C_1 + C_4 = 60$

$C_2 + C_3 = 95$

解上面三组方程得未知数 $C_1 = 35$，$C_2 = 45$，$C_3 = 50$，$C_4 = 25$。将计算的 C_1、C_2、C_3 和 C_4 值代入矩阵中得出计算的射线和。将计算的射线和与测量的射线和相比较，两者完全一致。这里保留了一个问题，解四个未知数为什么要用 6 个方程？仔细考查一下可以发现，6 个方程中实际只有四个是独立的。如果用另外的方法求解，仅有水平和垂直两个方向的投影也是不够的，这涉及重建图像的取样问题。解线性方程组的方法对大的矩阵就很困难，而且也不精确。在实际应用中，图像重建通常采用的方法是迭代法和滤波反投影法。迭代法曾在 X 线 CT 的发明中被 Hounsfield 首先

采用。目前在一些非完全角度的取样中仍被采用。滤波反投影法是商业 SPECT 产品广泛采用的图像重建技术。FBP 法要求采样是完全角度取样，并且一定要全部数据获取完毕后才能进行图像重建。

下面用图解及数字运算说明反投影及滤波反投影的过程。反投影实际上是把原始图像在各个方向的投影值反向投影到矩阵的各个矩阵单元中，其投影反投影过程如图 8-9 所示。图中 8-9（1）为一 4×4 矩阵，点源在该矩阵中的分布是未知的，但各个方向的投影值可以测量。图中画出了水平和对角线两个方向的投影值、水平方向为 10、80、10；对角线方向为 20、100、30。图中（2）是（1）的反投影。反投影过程是把原投影值均匀分配在同方向的各个矩阵单元中，然后将每个矩阵单元中的值相加。图中（3）是水平和对角线两个方向反投影的结果。图中省略了其它方向的反投影。如果把所有方向的反投影都相加起来就得到结果（4）。图中（4）的结果表明一个点源经过简单反投影重建出来的图像失真了，点源发散了。图中除了中心值 1000 外，周围有了很高的本底（400）。

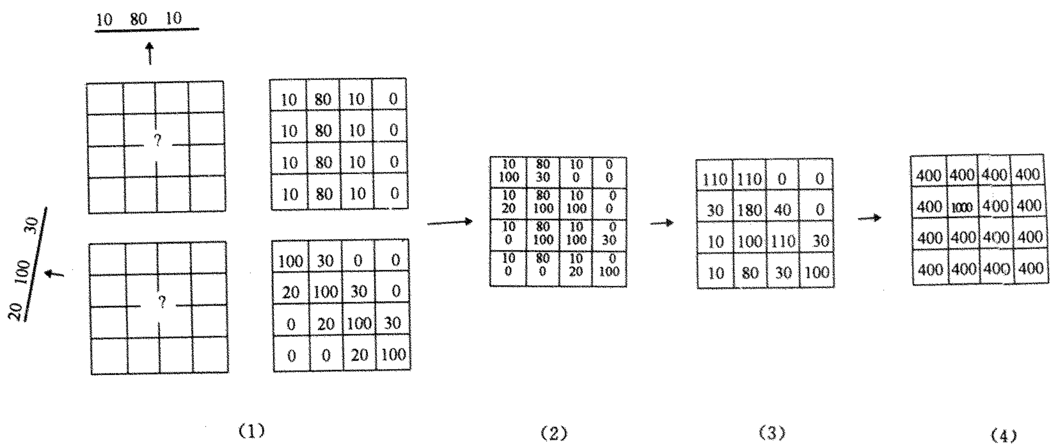


图 8-9　反投影方块图

点源反投影后出现发散现象的重要原因是成像系统的高频响应太差，图像重建过程中又丢失了较多的高频成分。为了使图像复原，需要列入适当的滤波函数。将原始投影剖面与滤波函数卷积分后再反投影称滤波反投影。要消除正的本底，滤波函数应选中间为正，两边为负的分布。卷积分的结果使原始投影值也变为中间正，两边负。图 8-10 中，（1）的投影就修正为 -10、80、 -10 和 -20、100、 -30。其它各个方向的投影也按同样规律修正。图中（3）为滤波反投影的最终结果。由此可见，经滤波后的反投影消除了周围的本底，中心为 1000，周围为 0，点源恢复了一个点的分布。

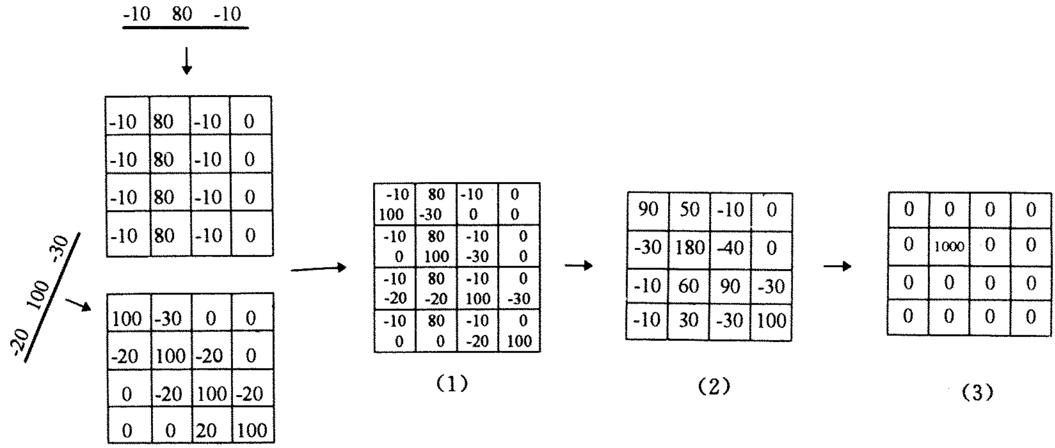


图 8－10　滤波反向投影法示意图

三、SPECT 的使用及质量控制

SPECT 比普通的 γ 照相机复杂，如果使用不当或质量控制不严格，很容易产生伪影或使图像质量低劣。常规的质量控制和使用注意事项包括以下内容：

（一）旋转中心校正

SPECT 的旋转中心（COR）位于旋转轴上。旋转轴是一条抽象的机械轴，位于断层床平面内，平行于探头的 Y 轴。有的厂家在机器出厂及安装时标明了旋转中心的位置。如果将一点源置于机械旋转中心上进行 360°数据采集，采集矩阵为 64 × 64，正确的旋转中心应该是任何方向的投影剖面图，点源的重心都位于矩阵的 32 和 33 像素单元之间。由于旋转系统的机械精度不良和其它原因，旋转中心会发生变化。点源断层试验表明，旋转中心漂移 1 ~ 2 个像素单元，将会引起点源图像的明显畸变，点源图发散或成环形。在临床应用中，旋转中心不正确会降低图像的分辨能力，产生伪影。

有多种方法可以检查旋转中心是否漂移。其中有定性的，也有定量的。本书介绍一种简单的定量测定旋转中心的方法。将一点源置于旋转轴的 X、Y 平面内，沿 X 方向距 Y 轴偏离 5 ~ 10cm 在探头 0°及 180°位置各采集一幅点源图像，用测定重心法确定点源图像的位置。重心的计算可用以下公式：

$$X = \frac{\sum X_1 Cxi}{\sum Cxi}$$

式中，xi 为 i 单元的 X 坐标位置，以象素单元为单位，Cxi 为 i 单元的计数。

采集完 0°及 180°的点源图象后再将点源置于旋转轴的 Z、Y 平面内，沿 Z 轴方向距 Y 轴偏离 5 ~ 10cm，在 90°及 270°位置各采集一幅点源图像，用同样方法确定点

源图像为重心位置。由 4 幅点源图像测得点源距旋转中心的距离。如果旋转中心没有漂移，则 4 个点源图像位置距旋转中心距离相同，否则，旋转中心有漂移。将点源图像的位置与点源的实际几何位置进行比较即可测定旋转中心漂移的大小。

旋转中心的校正一般都由机器提供的 COR 校正程序自动进行。该程序先用一标准点源或线源在 360°内采集一组数据，对旋转中心在每个角度位置的变化建立一组校正值，然后用该组校正值去校正每一个投影剖面。对于使用 SPECT 的用户而言，要定期进行的工作是旋转中心校正程序的数据采集。具体步骤是把长 30cm，放射性活度 37 – 111MBq（1 – 3mCi）的^{99m}TC 或$^{57}C_0$ 线源置于旋转轴上。线源可置于断层床上，也可自制一支撑装置。探头表面与线源距离为 15 ~ 20cm。该距离应该在探头 0°、90°、180°和 270°四个位置保持相同，如不相同，可取两者的平均。每 3°间隔收集一幅图象，矩阵大小为 128 × 128 或 64 × 64、旋转总角度为 360°。机器本身提供了旋转中心校正采集固定参数的，则按其规定进行。采集结束后，计算机自动计算校正因子并存入硬盘中供临床使用。旋转中心校正应对不同的准直器，不同的采集矩阵和探头视野分别进行校正。探头或计算机进行维修后，一般应重新校正旋转中心。

（二）均匀性校正

SPECT 获取断层图像时，由于增加了探头的旋转和图象重建过程，因此对均匀性的要求比普通 Y 照相机平面图像严格。对 Y 照相机，± 5% 的均匀性可以满足临床要求；对 SPECT，均匀性要优于 1% 才能满足临床要求。影响因素有两方面，一是断层图像的信息量受到限制，统计噪声增加，二是图像重建过程对噪声和其他误差要加以放大。

SPECT 的均匀性校正与普通 γ 照像机相比，应特别注意以下几点：①SPECT 探头的固有均匀性在未加均匀性校正之前应调节到最佳状态；②进行 SPECT 均匀性校正时，应关掉 Y 照像机的均匀性校正线路或计算机校正程序；⑧SPECT 的均匀性校正最好为系统均匀性校正，要附加准直器校正。有人认为，准直器铸造不精确造成的非均匀性比探头本身的非均匀性影响更大；④SPECT 均匀性校正时，采集总计数应高于 Y 照像机均匀性校正总计数的 10 ~ 40 倍。对 64 × 64 矩阵，总计数不少于 30M，对 128 × 128 矩阵，总计数 120M 为佳。

SPECT 均匀性校正时用面源，其活度为 185MBq（SmCi），放射性核素可用^{57}CO 或^{99m}Tc。用^{99m}TC 液体源时，应将放射性溶液充分搅匀，绝对排除气泡。面源的直径大于 Y 照像机探头有效视野（UFOV）的 15% ~ 20%。校正时，将探头面朝上，面源置于探头上。为了校正散射线对能谱的影响；校正时最好在面源与探头之间加上 5cm 厚的有机玻璃。采集矩阵 64 × 64，总计数 30M：采集矩阵 128 × 128，总计数 120M。采集结束后，计算机自动计算校正因子 Fi。Fi 为视野内平均计数 Cm 除以各个象素单元的计数 Ci，校正因子放在硬盘中供临床使用。

测定 SPECT 断层图像的均匀性可用一圆柱体模型，该模型用有机玻璃制成，高 250mm、内径 200mm，内盛^{99m}Tc 溶液 370MBq（10mCi）。将模型置于旋转中心处进行数据采集，每 6°一间隔，总角度数 360°，采集矩阵 64×64，采集总计数为 40M。采集结束后将原始数据重建图像，取 15~20 断层片，断层片厚为 2~3 象素单元。每断层面的均匀性可用积分均匀性和微分均匀性进行定量计算，均匀性不佳反映在断层图象上为亮环或暗环，又称靶心（bull－S－eye）。探头的非均匀性出现在旋转中心附近影响更大。此外，物体愈大，非均匀性产生的伪影愈明显。

（三）衰减校正

SPECT 图像重建变量为放射性活度，从组织或脏器射出的 γ 光子通量应该只与组织或脏器浓聚放射性的多少有关，但实际情况并非如此。由于射线在组织中衰减的影响，光子的射出率随组织或脏器厚度而改变。例如，在肝的表面和深部有一相同放射性活度的区域，射出的光子量却不相同。表面衰减少，射出的光子多，图形呈亮区；深度衰减多，射出光子少，图形呈暗区。由此可见，对一些厚的脏器在进行断层时不作衰减校正将会产生严重误差。

精确的衰减校正十分复杂，临床应用中也很难实现。商业产品的 SPECT 都采用平均衰减校正。这种校正方法假设人体是一个等密度体，衰减只与光子经过的路程有关，用公式表示为 $I_x = I_0 C^{-ux}$。u 为软组织对^{99m}TC 的线性衰减系数，x 为距离 I_x、I_0 分别为光子射出 x 距离后与射出前的强度。

商业产品的 SPECT，厂方都提供了衰减校正程序，用户不必自行测定衰减的影响，用户只需要在图像重建时加入衰减校正程序即可。衰减校正时，一般把人体或脏器轮廓假设为一个椭圆，使用者只要确定了椭圆的圆心，长轴、短轴的大小，计算机便根据衰减公式构成一幅断层衰减图。断层衰减图反映了射出光子量随距离变化的关系。临床应用时，原始断层图像除以衰减图得衰减校正图，它是以像素单元为单位进行校正的。衰减校正可以提高深部小病灶的探测能力。

（四）采集条件的选择

正确选择采集条件对保证 SPECT 断层图形的质量有很大帮助。常用的采集参数包括矩阵大小，角度间隔数，总角度数，采集时间等。

矩阵大小及角度间隔的选择依赖于取样定理。对于一幅数字图像最少应取多少个数字点，这与探头（或成象系统）的空间分辨率有关。设探头的空间分辨率为 d，根据取样定理，线性取样间隔（亦即矩阵单元大小）为 d/2。这个取样间隔与选择的滤波函数的空间频率 R_M 相对应。角度间隔数即投影总数也与线性取样有关，它决定了沿 360°圆周上取样的最小间隔。角度取样除了与探头的空间分辨本领有关外，还与断层物体的大小有关。设 D 为断层物体的最大线度，最少角度间隔数 $N \approx 6.2D/d$。例如某 SPECT 的探头系统分辨为 10μm，视野直径为 400μm，则线性取样频率为 d/2（cm^{-1}），由此计算出矩阵大小为 80×80。设物体的最大线度为 200μm，则

角度取样为 124。线性取样和角度取样数增加，空间分辨改善，但重建时间延长，内有容量增加，统计噪声明显。综合各种因素，临床上经常选取矩阵大小 128×128，角度取样 6°（或 3°）或矩阵大小 64×64，角度取样 6°。

采集时间包括每投影剖面的采集时间和总的采集时间，它们的选择依据为断层图的统计精度。一般而言，SPECT 图象重新建的原始信息不应少于 10×10^6 计数。如角度取样为 6°，总角度为 360°则每投影剖面为 0.16×106 计算。如角度取样为 4.5°，总角度为 180°，则每投影剖面为 0.25×106 计算。知道了每一投影剖面的计算，把探头置于 0°或 180°位置用计数采集即可求出每投影剖面的采集时间。

旋转总角度一般选为 360°，对心脏和其他小脏器也可选 180°。选用 180°旋转总角度时应适当减小角度间隔，增加投影数和每投影剖面的采集时间。

（五）重建条件的选择

重建条件中最重要的是滤波函数。临床应用中如何选择滤波函数，本书只能提供一些原则，最终的结果还应由图象的质量和病变的探测能力决定。

SPECT 中使用的滤波函数有两种类型：平滑型滤波器（smoothing filters）和增强型滤波器（enhancement filters）。平滑型滤波器又称低通滤波器（low－pass，lter），它保留较多的低频成分而抑制掉截止频率（cut off frequency）以上的高频成分。这类滤波器适用于计数密度低的 SPECT 断层，为了改善图像的空间分辨本领，增强边缘可使用增强型或分辨复原型（resolu－tion restovation）滤波器。

由于 SPECT 的计数密度都比较低，经常使用的滤波器一般属于低通滤波型，通过调节滤波器的截止频率和其他参数可以达到既平滑噪声又改善空间分辨的作用。buttevworth 是 SPECT 中常用的滤波器，它有两个参数，截止频率 R_c 及陡度 N（steep-er)。该滤波函数在低频段增益近似为 1，然后陡然下降，截止频率处增益为最大增益的 0.707。调节 R_c 可以改变图象中保留的频谱成分。例如 $R_c=0.3$ 周/cm，表明图象中空间频率在 0.3 周/cm 以内的成分保留下来了，超过 0.3 周/cm 的细节就辨认不出来了。N 可以改变滤波函数下降的陡度，变化范围为 1～10。

除了 Butterworth 以外，SPECT 中用到的滤波函数还有 Hanning，Metz、sheep－lo-gen 等。Hanning 只有截止频率一个参数，它的增益随频率增加缓慢下降至 O_0Metz 滤波比较复杂，它的特点是在某频率带，增益突然增加，超过 1，然后下降至 0。

临床应用中选择滤波函数及其有关参数的依据是图象的计数密度，探头的空间响应和待观察成象物体的细节。

四、SPECT 使用前的检查及注意事项

见本章第一节四。

五、SPECT 的故障检修

以 GE 公司 Starcam3000AC/T 为例简述。

SPECT 的维护检修主要是靠熟悉原理，了解性能，掌握使用，做到有的放矢。对一般故障，只要根据其原理、反映的现象，从方框图去追踪，而后再逐步检测，即可发现并解决。对一些较为复杂的故障，其线路往复穿插，一个元件控制多个功能，一处多用，相互制约，往往从现象难以判断，此时亦可据原理、框图去粗略估计故障可能发生的元器件，可用拨插、换同类型号的元件试之。在有条件的、有备件的情况下，可用整块线路板替换。根据实践经验，对一个维修工程师来讲，在检修一台仪器故障时，不外乎从以下五个方面去着手解决：即问、视（看）、听、闻、摸（触）。

所谓问，对一台有故障的仪器，要对其有比较详细的性能了解，问及故障发生的原因、现象、具体的表现形式，从中去探索解决的方法。

所谓看，看故障仪器的外表、故障发生的部位、故障处有否颜色的改变、有否烧焦的痕迹烧烂的地方、有否邻近器件相互短路或线路断路之处。

所谓听，是否有不正常的声音，如。向声、啸叫声、振荡声、机械的磨擦或敲击声等。

所谓闻，即用鼻子闻及故障仪器有否焦糊味、元件短路或过热引起的烟味及其异味。

所谓摸，即用手触摸元器件表面的温度，有些机械部分可能由于长时间的磨擦会引起表面温度升高，某些元件内部短路亦会使温度上升，在温度还未上升到一定值时，手感会有明显的差别，由此将不会引起故障进一步地加深。

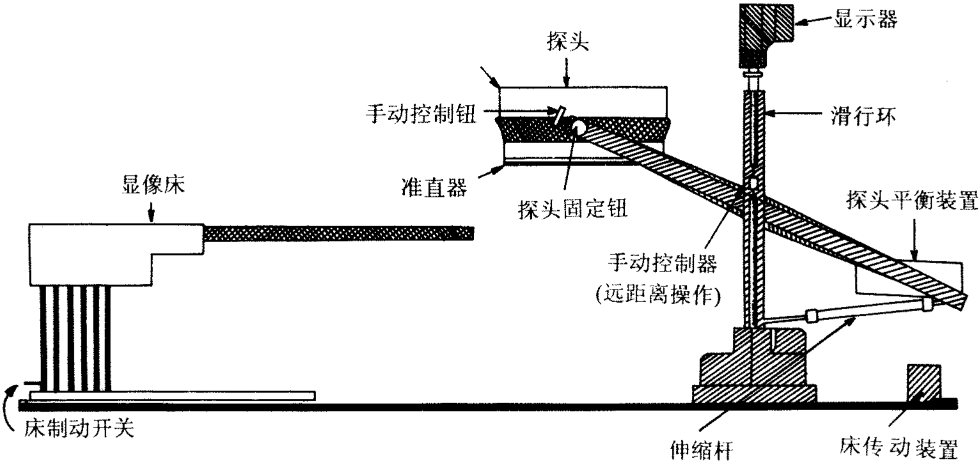
由以上步骤得出，问其因，听其声，看其色，观其行，闻其味，摸（触）其温。

对 GE 公司的 SPECT、Starcam 3000Ac/T 的故障检修主要从两方面加以进行。

（一）机械部分的维修

机械部分包括机械床和探头、支架、运转部分（图 8-11 和图 8-12）。

1. **机械床** 它是由床下传动控制盒内传动电机控制床身纵向和横向、上升和下降的移动，横向和纵向轨道又由床头轨道制动器（锁）手动控制，当纵向床不移动时（除了手动锁外），必须先查控制纵向电机的电路，有时亦有机械卡死现象，但此时可听见电机带不动的“嗡嗡”声，皮带轮打滑的“吱吱”声，甚至使床偶尔能



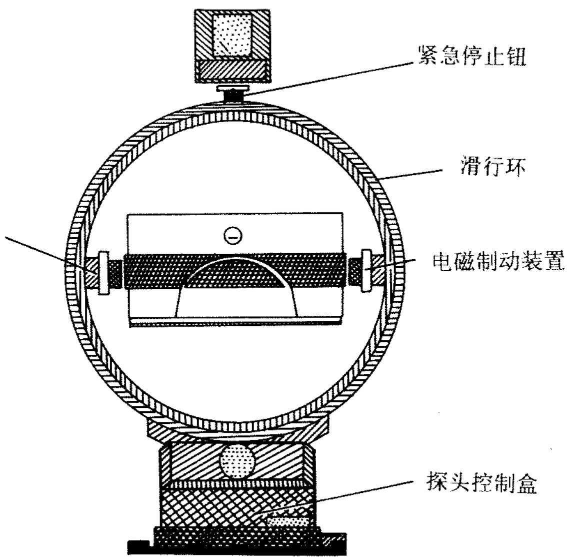


图 8－11　床、探头、支架、运转部分

带动使速度不均匀，有时亦会使保险丝熔断。当横向不移动或不均匀移动时，亦出现同纵向类似故障。此时必须加以排除，有可能是传动皮带磨损打滑，有可能是紧固螺钉松动、有可能是控制开关失灵。

当床升降不灵或失控时，可查床升降电机控制电路或限位开关。

2. 探头运转部分　它由探头固定支架、滑行环、平衡装置、伸缩杆及探头所构成。此部分运动频繁，每个细节都至关重要，一旦失误，除仪器本身造成损失外，有时还危及病人生命，造成不可弥补的损失，因此，必须做到心中有数，万无一失。此部分故障最易使环形圈轴承磨损、固定探头螺钉失灵、伸缩拉杆脱位等，须

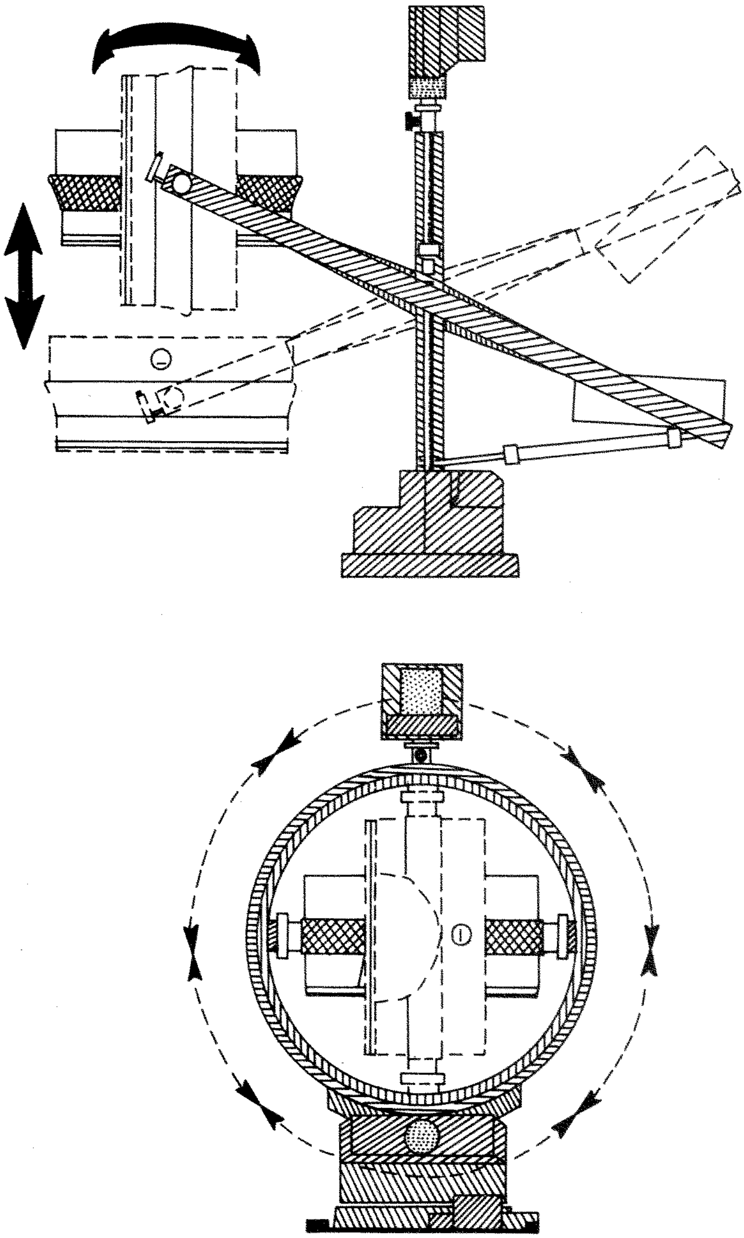


图 8－12　探头上下、左右、旋转示意图

经常在该部位加润滑油及检查。

探头是 ECT 的核心部位，当探头内的元器件变形、变质、老化、损坏、选择不当等都会直接影响后面的探测结果。

（1）准直器选择不当或损坏、变形，它直接影响后级，如低能射线，选择高能

准直，它会使计数减少。准直器损坏变形，它会直接阻挡射线的摄取，使之不能到达闪烁晶体去产生荧光。

（2）当晶体损坏、碎裂或变形，它不能发射闪烁荧光，致使光电倍增管接收不到光信号，更无法使后极进行工作。

（3）当光导变质、变硬、干枯或分布不均时，致使荧光传导途中损失。

（4）当光电倍增管损坏或一致性不足时，在 ECT 探头内，探测效率的均匀性是由多个光电倍增管的均匀排列、光电管的一致性决定的。当某一个光电管损坏时，它就会在图象上出现一个暗区。此时，必须注意它与病灶的区别。

（二）机械方面的常规检查

（1）检查整机机械各部件有无损坏。

（2）检查支架是否垂直：检查方法是将水平仪分别放在探头旋转位于 0°及 180°时的 Y 轴上（与旋转轴同一方向的轴），其两个读数应相同。

（3）检查紧急制动钮及所有安全装置的功能是否灵活可靠。

（4）检查探头 Y 轴是否平行于床的水平长轴。

（5）床长轴应正对探头的 Y 轴。其方法是分别测探头位于 90°和 270°时床与探头的间距，两者之差应小于 1cm。

（6）检查显示器上探头的角度是否与实测值一致。

（7）检查探头在环形圈内的旋转速度是否稳定。必要时用秒表对旋转各节段进行实测，观察探头在旋转中有无颤动、机械噪音、旋转停止时是否准确。

（8）检查用不同准直器时的平衡配重。

第九章　医用电子仪器操作安全

随着生物医学工程及相关专业的发展，医用电子仪器的种类、数量及复杂性都大大提高，在医院各个科室占据了举足轻重的地位。随之而来的是医用电子仪器设计和使用的电气安全问题。关于医用电子仪器电气安全问题的研究从上世纪七十年代已经开始了，目前已经形成了一套完整的理论及实施方法。各个国家也都颁布了医疗设备的电气安全标准，如美国的 UL544、法国的 VDE0750、日本的医用电气设备暂定安全标准以及国际电气标准委员会 IEC 的“IEC 医用电气设备安全通则”。我国采用 IEC 的标准作为我国的医用电气设备安全标准颁布并执行。

第一节　医用电子仪器电气安全概述

一、医用电子仪器电气安全的概念

安全一词最通俗的解释是“没有危害”或“不发生危险”，但是在工程学上绝对安全的事是没有的，应该说“发生危险的几率尽可能小”。对于医用电子仪器在临床上的应用而言，安全指的应用过程中确保对患者和医护人员不造成危害，即保证人员的安全。另外广义而言，医用电子仪器的电气安全还应包括仪器本身的安全。

因此对于医院中大量应用的医用电子仪器性能的评价，不仅应该涉及其在临床诊疗活动中有效性的评价，还应该对其操作的安全性作出评价。医护人员在具体的操作和诊疗活动中也应该高度重视电气安全问题。

二、电流的生理效应

人体的体液是由含有多种离子的水构成的，是一种比较复杂的特殊电解质，因此人体是一个良好的导体。当人体成为电回路的一部分时，就会有电流流过人体，从而引起生理效应。值得注意的是引起生理效应的直接作用是电流而不是电压，例

如 10^7 V 电压和 1μA 电流可能对人体无害，而 220V 电压和 30A 电流的电源却足以置人于死地。下面简单介绍电流流过人体的生理效应。

电流通过人体时，主要以热效应、刺激效应和化学效应三种方式影响人体组织。

1. 热效应

热效应又称为组织的电阻性发热，当电流流过人体组织时会产生热量，使组织温度升高，严重时就会烧伤组织。低频电和直流电的热效应主要是电阻损耗，高频电除了电阻损耗外还有介质损耗。

2. 刺激效应

人体流入电流时，在细胞膜的两端会产生电势差，当电势差达到一定值后，会使细胞发生兴奋。如为肌肉细胞，则发生与意志无关的力与运动，或使肌肉处于极度紧张状态，产生过度疲劳；如为神经细胞则产生电刺激的痛觉。随着电流在体内的扩散，电流密度将迅速减小。因此通电后受到刺激的只是距离通电点很近的神经与肌肉细胞，同时在体内通入的电流和从体外流入的电流对心脏的影响也有很大的不同。

3. 化学效应

人体组织中所有的细胞都浸在淋巴液、血液和其他组织液中。人体通电后，上述组织液中的离子将分别向异性电极移动，在电极处形成新的物质。这些新形成的物质有许多是酸、碱之类的腐蚀性物质，对皮肤有刺激和损伤作用。

直流电的化学效应除了电解作用外还有电泳和电渗现象，这些现象可能改变局部代谢过程，也可能引起渗透压的变化。

三、人体的导电特性

人体阻抗网络是非常复杂的，是一个非线性时变网络。人体的不同组织对不同频率呈现的阻抗也不一样。人体组织和脏器的电阻率见表 9－1 所列。人体的皮肤阻抗很大，且随频率不同变化较大，其他组织阻抗较小。所以流经人体电流的大小主要取决于皮肤阻抗的大小，而皮肤阻抗（Z_i）又与电流频率、皮肤条件和接触条件有关。皮肤阻抗曲线如图 9－1 所示。

表 9－1　人体组织和脏器的电阻率

名称	电阻率		
	高频	低频	直流
肝	230	1600	8000
肌肉	255	1500	9000
皮肤（干）	435	300000	4000000

名称	电阻率		
	高频	低频	直流
皮肤（湿）	435	250000	380000
脂肪	2700	3250	10800
肺（萎缩）	485	1820	5400
胫骨	12300	15400	22500
脑	630	2170	10700

人体电路的物理模型是由不同电阻和电容组成的复杂网络，人体等效电路如图9－2所示。电流从A穿过皮肤，然后进入深部组织，最后又经皮肤B点流出。电流在AB之间流通，并不一定是通过AB间最短的路线，而主要沿着其间的血管、淋巴管流通。电流通过人体时，将发生许多物理和化学变化，并引起多种多样的复杂的生理效应，较大的电流将会引起电击而损伤人体。

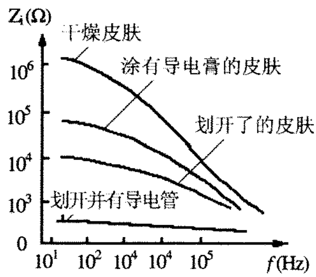


图9－1　皮肤阻抗曲线

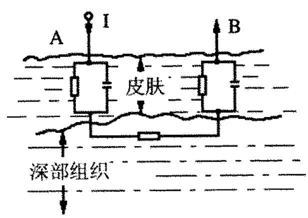


图9－2　人体等效电路

第二节　电　　击

所谓电击，是指超过一定数量的电流通过人体而引起的各种电伤害，如心室纤颤、心肌收缩及皮肤烧伤等。电击可分为两类，一类称强电击，另一类称微电击。

一、强 电 击

当人体接触带电部位时将引起电击，其主要原因是因电源与人体接触时相当于连接一个等效电阻，如果形成一个导电的回路，将有一定数量的电流流经人体。当电流从人体外经过皮肤流进入体内，然后再流出体外，使人体受到的电击称为强电击。例如电流从人的左手流入体内，经过人体后再从右手流出体外造成的电击就是强电击。

二、微 电 击

发生强电击时的电流强度一般都比较大，这样大的电流流过人体时必然会有一部分流经心脏，实际流过心脏的电流非常微弱，但正是这种非常微弱的电流有可能引起心脏纤颤，尤其是心室纤颤。而心室纤颤是电击致使人死亡最主要的因素，因此必须非常注意流过人体心脏的电流大小，而通常比较容易引起较大电流流过心脏的电击是所谓的微电击。

微电击是指电流从体内流出体外时所产生的触电现象。微电击的允许安全极限电流一般是 $10\mu A$。微电击是一种特别危险的电击，它往往在医务人员毫无感知的情况下发生，所以应特别注意像心脏起搏器电极、心导管电极这一类易使患者遭受电击危险的临床器件。因此凡是直接用于有可能通过心脏电流的医用电子仪器，其漏电流绝对不能超过 $10\mu A$，否则就会造成危险，这类仪器必须定期检测漏电流。

三、影响电击的因素

因为人体电阻是一个电容性阻抗，而这个阻抗随电源的电压、频率的改变而变化，还受其他一些因素的影响，下面介绍影响电击损害程度的因素。

1. 电流的影响

电流强度对电流生理效应和损害程度的影响是显而易见的，电流越大，影响越大，电流对人体的作用见表 9－2 所列。

表 9－2　　电流对人体的作用

<table>
<tr><th colspan="2" rowspan="3">效　应</th><th colspan="2">直流（mA）</th><th colspan="4">交流（mA 的有效值）</th></tr>
<tr><th rowspan="2">男</th><th rowspan="2">女</th><th colspan="2">50Hz</th><th colspan="2">1000Hz</th></tr>
<tr><th>男</th><th>女</th><th>男</th><th>女</th></tr>
<tr><td colspan="2">最小感知电流（略有麻感）</td><td>5.2</td><td>5.3</td><td>1.0</td><td>0.7</td><td>12</td><td>8</td></tr>
<tr><td colspan="2">无痛苦感电击（肌肉自由）</td><td>9</td><td>6</td><td>1.8</td><td>1.2</td><td>17</td><td>11</td></tr>
<tr><td colspan="2">有痛苦感电击（肌肉自由）</td><td>62</td><td>41</td><td>9</td><td>6</td><td>55</td><td>37</td></tr>
<tr><td colspan="2">有痛苦感不能脱离电源</td><td>76</td><td>51</td><td>16</td><td>10.5</td><td>75</td><td>50</td></tr>
<tr><td colspan="2">强电击肌肉僵直呼吸困难</td><td>90</td><td>60</td><td>23</td><td>15</td><td>94</td><td>63</td></tr>
<tr><td rowspan="2">可能引起室颤</td><td>电击 0.03s</td><td>1300</td><td>1300</td><td>1000</td><td>1000</td><td>1100</td><td>1100</td></tr>
<tr><td>电击 3s</td><td>500</td><td>500</td><td>100</td><td>100</td><td>500</td><td>500</td></tr>
<tr><td colspan="2">一定引起室颤</td><td colspan="6">上一项电流值的 2.75 倍</td></tr>
</table>

表中的“最小感知电流”是指当电流从零增加到刚刚开始有刺激感时的电流。对于电脉冲引起的电击，其危险程度主要取决于脉冲能量的大小。实验表明，人体的电击损伤正比于 $(I/s)^2$。I 为通过接触面的电流强度；S 为接触区的表面积；t 为电流作用时间。由此可看出，电流对人体的损伤与电流密度的平方和通电时间成正比。

低频电流通过人体时的生理效应见表 9－3 所列，此表列出了从体外施加于人体不同强度的低频电流所引起的不同生理效应与损害程度，这里假定通电时间为 1s，电流从人体一条手臂流到另一条手臂，或从一条手臂流到异侧的一条腿。

表 9－3　　低频电流通过人体时的生理效应

电流强度	生理效应与损害程度
0.5～1 mA	感觉阈
2～3mA	电击感
5mA	安全阈值
10～20mA	最大脱开电流
20mA 以上	疼痛和可能的肌体损伤
100mA 以上	心室纤维性颤动
1A 以上	持续心肌收缩
6A	暂时呼吸麻痹
6A 以上	严重烧伤和肌体损伤

（1）感觉阈。感觉阈是人所能感受到的最小电流，但该值因人而异，且随测试的方式而变化，一般认为人体的感觉阈在 0.5～1mA 范围内。

（2）脱开电流。脱开电流是指人体通电后肌肉能够任意缩回的最大电流。当流经人体的电流大于脱开电流时，被害者肌肉就不能随意缩回，特别是手掌部位触及电路时形成所谓的黏结，受害者就会丧失自卫能力而继续受到电击直至死亡。

（3）呼吸麻痹、疼痛或疲劳。更大的电流会引起呼吸肌的随意收缩，严重的会引起窒息，肌肉的随意强直性收缩和剧烈的神经兴奋会引起疼痛和疲劳。

（4）心室纤颤。心脏肌肉组织失去同步称为心室纤颤，它是电击死亡的主要原因，一般人的心室纤颤电流阈值为 75～400mA。

（5）持续心肌收缩。当体外刺激电流达到 1～6 A 时，整个心脏肌肉收缩，但电流去掉后心脏仍能够产生正常的节律。

（6）烧伤和身体的损伤。过大的电流会由于皮肤的电阻性发热而烧伤组织，或强迫肌肉收缩，使肌肉附着从骨上离开。

2. 电压影响

当人体阻抗一定时，通过人体的电流与电压成正比。然而电流的大小并不与作用于人体的电压成正比，这是因为实际的人体阻抗 Z 与电压 V 之间的关系并非是线性的缘故。一般公认交流电压的安全值对于干燥的手是 30V，湿手是 20V，浸在水中为 10V。

3. 频率的影响

生物医学研究表明，电流的生理效应随刺激电流频率而异。在 100Hz 以上时，刺激作用随频率增加而减弱。150Hz 的电流对人体只有微弱的刺激。当电流频率高达 1MHz 时刺激效应完全消失。低于 50Hz 的低频电流刺激效应也减弱。刺激效应最强的是频率为 50～60Hz 的低频电流，对人体电击伤害程度最严重。

4. 电流途径的影响

电流通过人体的途径也是造成电击伤害程度的一个重要因素。如果电流途径中有大脑、心脏等重要器官则危险性最大。

5. 其他因素的影响

电击引起的伤害程度是因人而异的。通常，不论是直流电还是交流电，在相同电流强度下，对妇女的伤害总是比男人更厉害些；身体健康的人以及经常从事体力劳动而精力旺盛的人，被电击而受到的损害要比一个有病的人轻得多。

第三节　造成电击的原因

产生电击的原因是多方面的。从电击现象来看，一是人体与电源之间存在着两个接触点；二是两点之间存在电位差；三是电源的电压高至足以产生生理效应。下面介绍常见的电击现象。

一、地不良引起的电击

医疗仪器所用的三相和单相电源如图 9－3 所示。通常中线在变电站有良好的接地，因此交流 220V 的电源电压不仅存在于相线与中线之间，而且也存在于相线与其他任何接地的导体之间，这是大多数触电事故的基础。当电源相线（俗称火线）包覆的绝缘物被破坏或击穿而使相线碰触设备的机壳时，机壳就会带电。如机壳未与设备地线相连，人体接触该外壳时就会遭到电击。在仪器外壳良好接地时，电流就会安全入地，可以避免大多数强电击的危险。在实际设备中应尽量减小接地电阻，即使仅有 1Ω 的电阻，在流过过量的漏电流时产生的电压仍可形成电击。

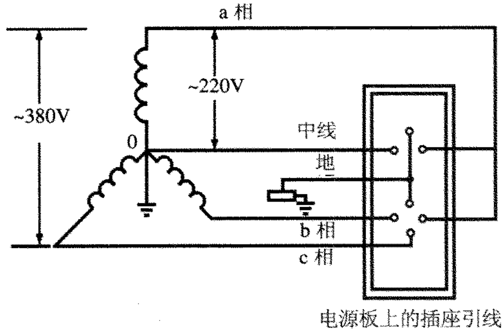


图 9－3　三相和单相电源

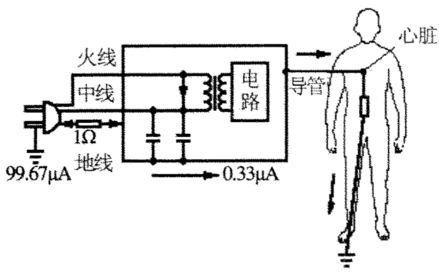
二、皮肤电阻的减小

当人体与电压接触时，皮肤电阻能限制流过身体的电流。因此，任何减小皮肤电阻的诊疗措施，都会增加流过人体的电流，以致使病人更容易受到电击。例如在进行生物电测量时，往往需要用导电膏减小皮肤电阻；又如放在口腔和直肠内的电子温度计，装有导电膏的静脉内导管，都没有皮肤电阻的隔离作用，都可能使病人受到强电击的危害。

三、泄漏电流

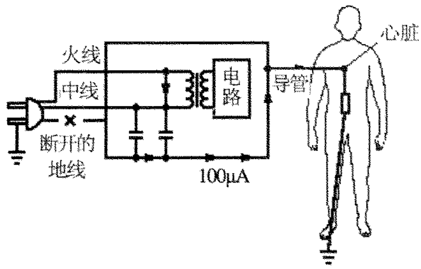
所有电子仪器都存在一定的泄漏电流。泄漏电流主要由电容性的位移电流和电阻性的传导电流组成。电容性泄漏电流的形成是由于两根电源线间或电源线与金属外壳间存在有分布电容，电线越长，分布电容就越大。对于 220V、50Hz 的交流市电，有 145pF 的分布电容即能产生大于 10μA 的漏电流，足可使电过敏病人遭到微电击。电阻性泄漏电流的形成是由于电源线或变压器初级与金属外壳间存在的绝缘电阻造成的。由于这个电阻一般很大，所形成的漏电流，与电容性泄漏电流相比要小得多。

一台通电的医用电子仪器与病人接触后泄漏电流流通的两种情况如图 9－4 所示。假定仪器泄漏电流为 100μA，病人的体电阻为 300Ω。图 9－4（a）表示仪器外壳接地良好，流经心脏的电流 0.33μA，流向地的电流 99.67μA。人身很安全。图 9－4（b）表示当地线断开时，流过病人心脏电流 100μA，将造成致命电击。



(a) 仪器外壳接地良好，流经心脏的电流 0.33 μA，

流过心脏电流 100 μA



(b) 地线断开时，

流过心脏电流 100 μA

图 9－4　泄漏电流流通的两种情况

四、心脏有导电通路

如果病人同时使用几台电子设备，特别是同时使用体内和体外探测探头时，更容易造成微电击。例如病人同时使用体外心脏起搏器和心导管电极，漏电流可能流过心脏造成伤害。同时使用血压计和心电图机造成微电击的实例如图 7－5 所示。将血压计的心导管插入心室，同时心电图机的导联线接在四肢。设心电图机的电线脱落且漏电流较大，则此漏电流将通过人体和血压计地线入地，造成电击事故。电击示意图如图 9－5（a）所示。等效电路如图 9－5（b）所示。

在非等电位接地的情况下也容易造成微电击。电动机或大型变压器等强电设备都有接地保护线。由于离配电所较远，较大的地电流可能形成地表的不同电位。如果医用电子仪器接地点选在离强电设施较近的地方且两点接地，就会将这一非等电位通过仪器地线送入机内或病员身上，造成电伤。仪器非等电位接地的微电击等效电路，如图 9－6 所示。

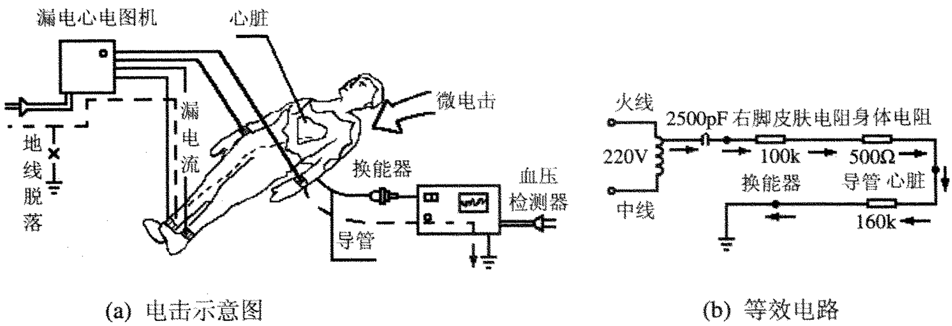


图 9－5　同时使用血压计和心电图机造成电击实例

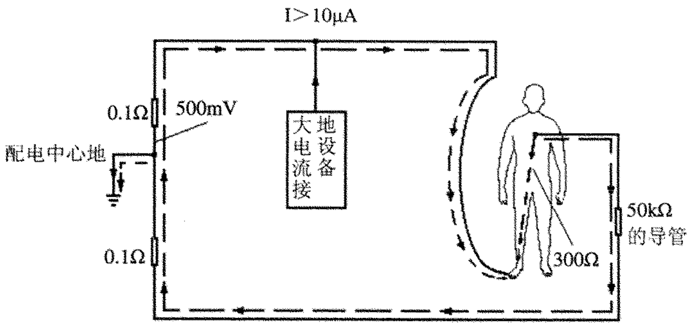


图 9－6　仪器非等电位接地的微电击等效电路

第四节　预防电击的措施

防止电击的基本方法主要有两种，一是使病人与所有接地物体和所有电源绝缘起来；二是将病人所能接触到的导电部分表面都保持在同一电位。两种基本方法在大多数实际环境中都能实现，如果把两种方法结合起来，则实际情况更好。下面介绍常用的保护措施。

一、基础绝缘

把医用电子仪器的电路部分进行绝缘：通常采用金属和绝缘外壳将整个仪器覆盖起来，使人接触不到。电路的保护如图 9－7 所示，R_p 为人体的等效电阻：Z_i 为绝缘的阻抗，用 R_i 和 C_i 并联表示。由于绝缘使流过人体的电流减小，在很多场合下可以防止电击事故。

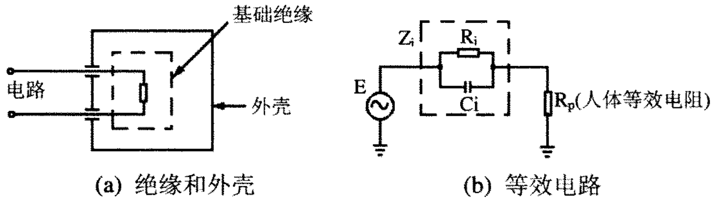


图 9－7　电路的保护

基础绝缘即使是正常的，也存在引起事故的危险。这是因为 Z_i 不够大，因而漏电流增大引起电击事故。医用电子仪器暂定安全标准中，对医用仪器正常工作时不引起微电击的漏电流允许值取为 10μA。如果电源电压采用 220V，绝缘阻抗必须在 5MΩ 以上，如果分布电容很大，加上基础绝缘老化，造成微电击的可能性就很大。

二、附加保护

如果绝缘阻抗 Z_i 值很小，则通过人体电阻 R_p 的电流增大。为了使 R_p 上电流在允许值以下，就要采取附加保护措施。附加保护措施如图 9－8 所示。

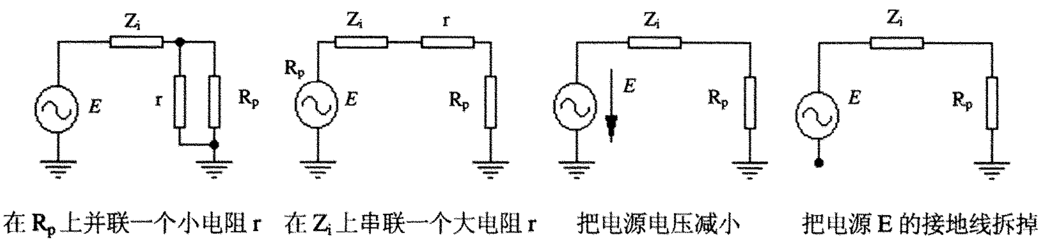


图 9－8　附加保护措施

三、保护接地

将仪器的金属外壳等容易接触的导体接地，保护接地原理如图 9－9 所示。当人再接触到金属外壳时，相当于与人体并联一个接地电阻。设人体电阻 R_p 为 1kΩ，接地电阻 R_G 为 10Ω，绝缘阻抗 R_i 为 1kΩ，C_i 为 3300pF。可以计算出，无保护接地时流过人体的电流为 1mA，有保护接地时流过 9.9μA。而且接地电阻越小，流过人体的电流也就越小。

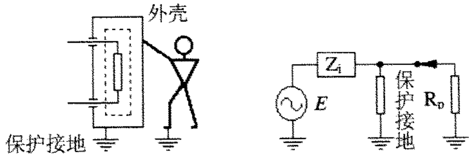


图 9－9　保护接地的原理

四、漏电断路器

在电路上安放漏电断路器。当有大的电流通过人体时，漏电断路器能在短时间内切断电路，保护人体安全。强电击时，如果只在 0.1s 内有 100mA 的电流流过人体，仍可保证安全。

五、地线的配电方式

地线的配电方式如图 9－10 所示，表示仪器接地和系统接地的公用方式。从系统接地点引出配线连接到仪器的外壳上，使接地电流流过导线，以降低接触电压。另外接地电流增大后，流过电流断路器可使电路切断。

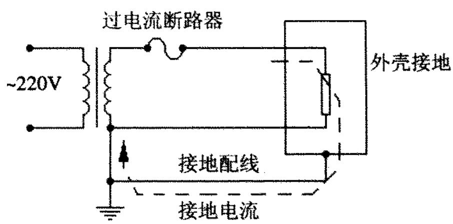


图 9－10　地线的配电方式

六、等电位化

当有接地电流流过时，假若产生的接触电位和人体的电位相等，电流就不通过人体。为此把仪器周围的所有导电体和仪器外壳用低电阻线连接在一起。此时，人体即使接触到仪器，因和外壳之间不存在多大的电位差，所以也能够防止电击事故。把为了得到等电位的导线称为等电位化导线或等电位接地线。在测量仪器周围会有很多金属物，如水管、煤气管、金属电线管、建筑物的钢筋和金属窗框等等。将这些金属物和仪器外壳连接后再接地就成为等电位化方式。当和等电位接地线连接有困难或禁止连接的情况下，可用充分厚的绝缘物覆盖在金属表面上，防止人体

和它接触。通常要求离患者 2.5 m 范围内要取得等电位化。这个范围称为患者环境。等电位接地如图 9－11 所示。

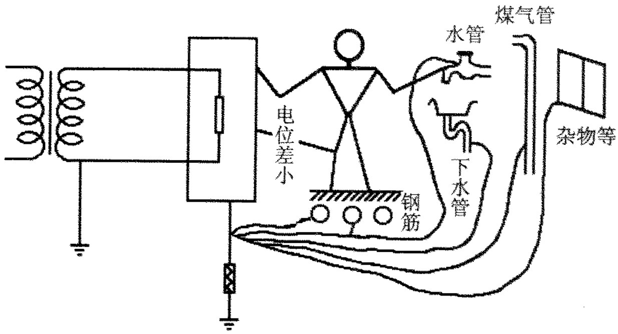


图 9－11　等电位接地

七、辅助绝缘

在基础绝缘的基础上，再加强一层绝缘，称为辅助绝缘。辅助绝缘如图 9－12 所示。

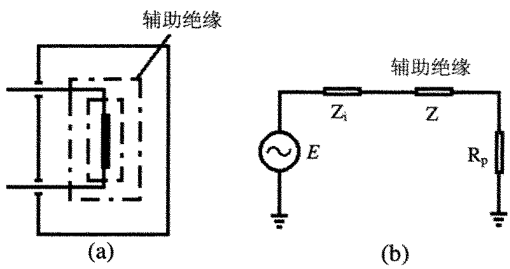


图 9－12　辅助绝缘

八、医用安全超低压电源

如果电源电压很低，即使人体接触到电路，也没有损伤危险，也不怕基础绝缘损坏。这个电压值一般在 25～50V 之间，有时把电源放在仪器内部，和外部毫无联系，即使人体接触仪器外壳，产生电流的危险也会大大减少。

九、患者保护

在各种触电事故中可以明显看出，人体接地不良确实是造成触电事故的重要原因之一，因此去掉或改进入体接地也是保证安全的常用措施。

1. 人体小电流接地

正常情况下，人体通过一定的电阻接地。一旦人体受到电击，电阻则限制通过人体的电流使之成为安全电流。这样使人体电位既保持为零电位，又对病人没有潜在危险。人体小电流接地电路如图 9－13 所示。这是一实用电路。图中 R 为数十兆欧：四臂桥 D 为晶体二极管。一旦右腿的入地电流过量时，二极管桥路将切断右腿的接地线，免遭电击，确保人身安全。

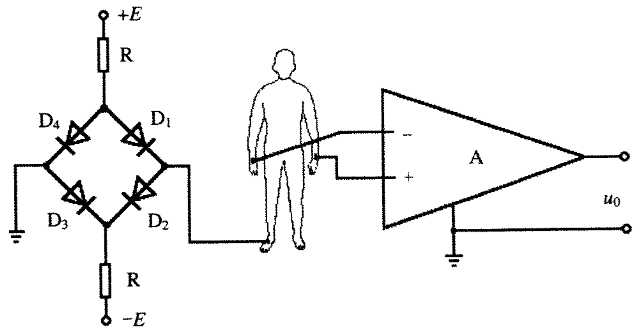


图 9－13　人体小电流接地电路

2. 右腿驱动技术

在心电测量中，为了减小 50Hz 交流共模干扰，常采用右腿驱动技术。右腿驱动电路如图 9－14 所示。其原理是取出心电图放大器的共模电压 Uc 经右腿驱动放大器 A_3 反相放大，再经限流电阻 R_7 加到右腿电极上。病人的右腿电极不直接接地，而是通过限流电阻与放大器相接。右腿驱动放大器的饱和电流可设计得很小（μA 数量级）。当病人和地之间由于漏电原因出现异常高压时，右腿放大器立即饱和。这相当于病人与地线脱离，病人和地之间将有数十兆欧的电阻，从而将电击危险降低到极小程度，确保病人安全。

3. 绝缘接触部分

医用电子仪器不同于一般电子仪器，它总有必须接触患者身体的部分。为防止电击事故，依靠基础绝缘把触体部分和电源部分分开。但是，只用这种方法，当绝缘损坏或多台仪器公用时都会不安全。尤其是直接测量心脏生理参数的仪器，更易发生危险。为此将连接心脏的触体部分同仪器的其他部分以及接地点绝缘，并称为绝缘触体部分或称浮动触体部分。其优点是，可依靠绝缘阻抗限制电流，特别是限

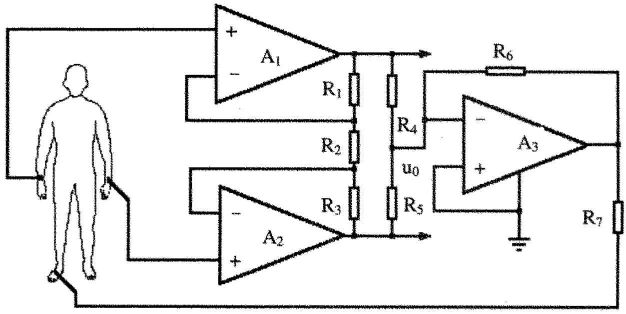


图 9－14　右腿驱动电路

制从外部经过触体部分流入仪器地线的漏电流。

4. 信号隔离器

在绝缘部分中，触体部分和其他部分之间进行了电路绝缘，但还必须能够传送信号，能实现这个任务的就是信号隔离器。信号隔离器是依靠电磁耦合或光耦合来传送信号的，信号隔离器如图 9－15 所示。除此之外，还可以通过声波、超声波、机械振动等介质来传递信号。

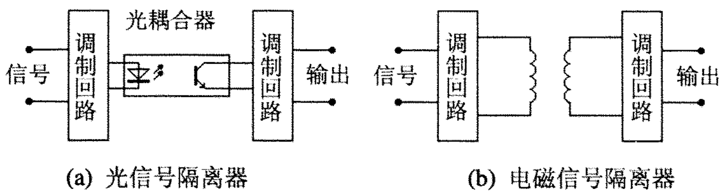


图 9－15　信号隔离器

供给绝缘触体部分工作的电源也必须与其他电路绝缘。使用绝缘触体部分专用电池或 DC－DC 变换器。

隔离电源电路如图 9－16 所示。这是一个 DC－DC 变换器。该电路由频率为 10～30kHz 之间的振荡器和离变压器和整流虑波网络组成，有接地部分的＋12V 电源经振荡器和隔离变压器耦合转换为±10V 的浮地直流电源。

第五节　医用电子仪器的接地

医院接地系统质量的好坏直接影响了医用电子仪器的正常使用和病人及医护人员的安全，本节系统地介绍医院接地系统的设计和实施。

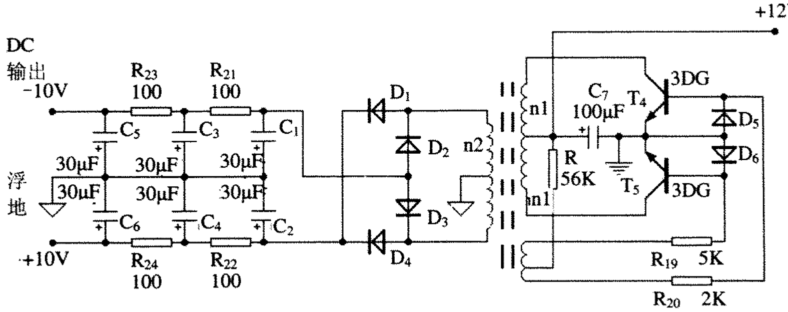


图 9－16　隔离电源

一、医院配电方式

通常由于电源的负载接地方式不同，一般采用三种供电方式。第一种称为分别保护接地方式，第二种是兼用方式，第三种为保护接地方式。

1. 分别保护接地方式

分别保护接地方式如图 9－17 所示。一条相线和中线之间为单相 220V 交流电源，相线之间为 380V 交流电源，使用时中线接地，负载分别另行接地。这种方式不符合有关标准要求，因为使用时仪器地线可能会忘接或接地不良，造成危险。

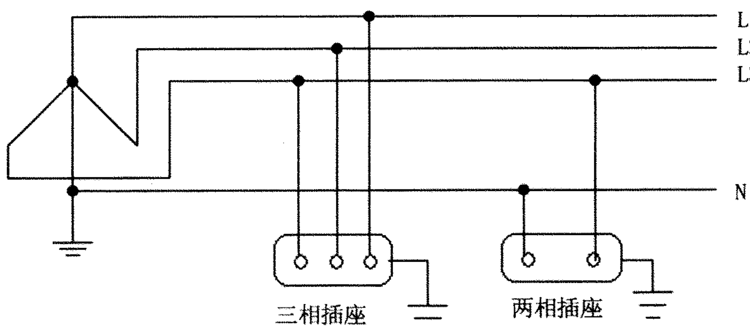


图 9－17　分别保护接地方式

2. 兼用方式

兼用方式如图 9－18 所示。这种方式将中线和负载地线合用，正常情况下不会有危险，但如果中线断开，仪器接地线就会断开，造成危险。或者三相电用电不平衡时中线可能存在电流，会抬高机壳电压，造成危险。

3. 保护接地方式

这种方式又称为三相五线制，保护接地方式如图 9－19 所示。使用时将中线接

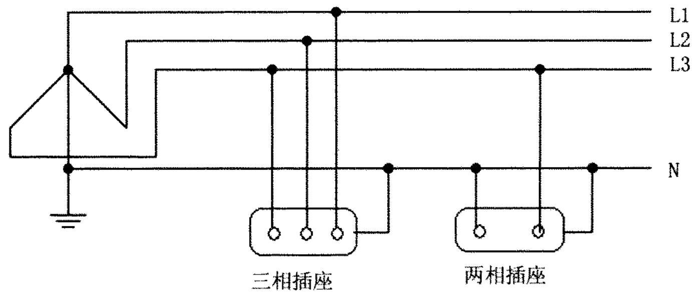


图 9－18　兼用方式

地，同时再配一条保护接地线，仪器外壳与保护接地线相连，虽然增加了一条地线，但是安全性大大提高，是医用电子仪器最合理的接地方法。

二、安全接地

医用电子仪器系统中的接地线分为两类，一类是安全接地，也称为保护接地：一类是工作接地，即对信号电压设立基准电位。保护接地地线必须是大地电位，而工作地线的设计可以是大地电位，也可以不是大地电位。

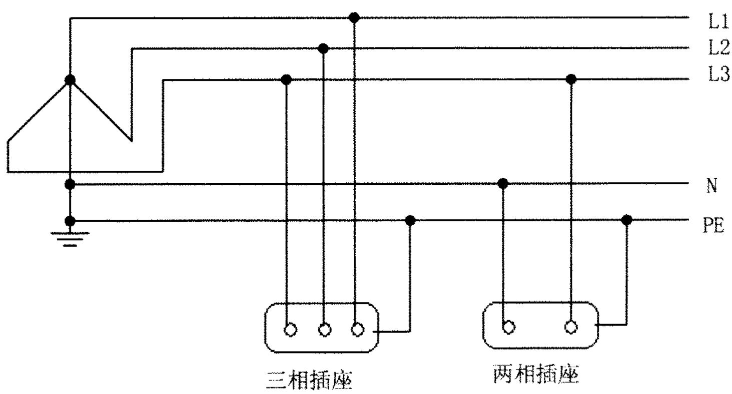


图 9－19　保护接地方式

一般电子仪器为了安全起见，机壳都应接地，在生物学测量中这一点尤为重要。机壳接地的目的是为了在任何情况下，使人经常接触的机壳保持零电位。在医用电子仪器中安全接地可以分为三种：电源接地、保护接地和等电位接地，三者相辅相成，达到绝对安全，避免发生强电击的目的。

1．电源接地

有关电源接地的连接方式在医院配电方式小节中已经讲过了，这里需要强调的是接地电阻的问题。按照规定，电源侧接地的标准电阻值为 10Ω 以下，接地电阻值

形成的负载仪器外壳电位称为接触电位。为了把接触电位限制在 12V 以下，接地电阻应该在 1.5Ω 以下；若限制在 24V 以下，接地电阻必须在 3Ω 以下，实际中得到如此低的电阻是非常不容易的，工程上允许的接地电阻有的可达 100Ω，这种情况的接触电位达到 100V，等于没有接地。因此必须采用辅助手段才能确保安全，即采用各种保护接地电路。

2. 保护接地

保护接地是为了把漏电流和绝缘失效时的事故电流安全地流入大地而附加的接地保护。通常采用的方法是在人体与仪器外壳接触时实现与人体（等效电阻为 R_b）并联一个小电阻或串联一个大电阻 R，达到保护接地的目的，或在基础绝缘的外边再加一层绝缘以增强仪器本身的绝缘。

3. 等电位接地

等电位接地的理论基础是当有接地电流流过时，如果产生的接地电位与人体电位相等，那么电流就不会流过人体。为了实现等电位接地，采用的具体措施就是上面我们介绍的病人环境的等电位化。

三、多台仪器接地

公用数台仪器时，接地一般有多台仪器的接地方法，如图 9－20 所示的三种方法：

（a）每个仪器单独接地。

（b）公用一个接地电极，用同一个接地线。

（c）将（a）（b）法并用。

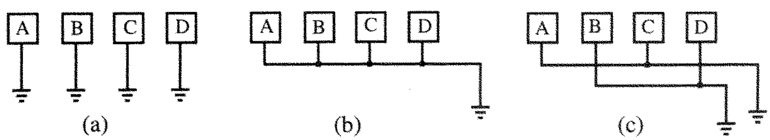


图 9－20　多台仪器的接地方法

采用第一种方法，如果各仪器接地电阻不同及泄漏电流不同，在患者身上也会通过电流，采用分别接地的情况如图 9－21 所示。这个电流有产生电击的危险。

采用第二种方式，如果有大电流接地，且接地公共线太长时，将会产生微电击。第三种方法具有上述两种危险，所以医学仪器用的接地设备要求在同一室内，不允许在不同系统的接地配线。室内的接地线采用一点接地，即采用第二种接地方式，公共地线要短而粗。

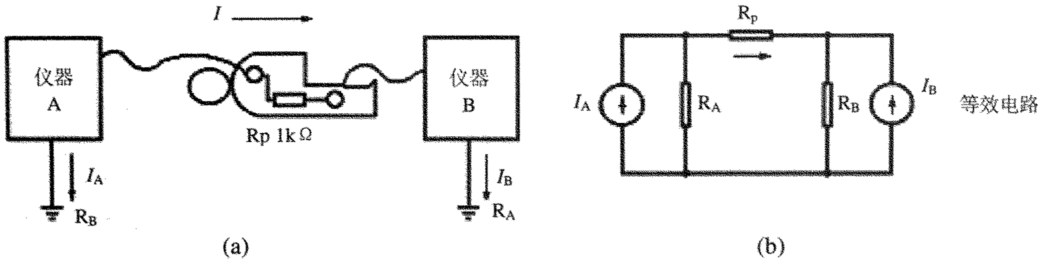


图 9－21　采用分别接地的情况

四、工作接地

工作接地设计时应该考虑以下因素。

（1）所有导线都具有一定的阻抗，高频时导线表面呈现一定电抗，其值甚至超过导线电阻。

（2）两个分开的点不是等电位的。

（3）交流电源的地线不能用做信号地线，一段电源地线两点间会达到数百毫伏甚至几伏的电压，这对于医用电子仪器的放大器是很大的干扰。

工作接地有两种方式：一点接地和多点接地。如图 9－22 所示。为一点接地的串联和并联形式从抗干扰的角度讲，串联方式的一点接地是不合理的，R1、R2、R3 为地线的等效电阻，由于地线中存在电流，A 点的电位并不为零。由于医用电子仪器测量的是低频信号，因此比较适合采用并联的一点接地方式，在并联的一点接地方式中 A、B、C 各点的电位只与本电路的地电流和地线电阻有关。但是并联的一点接地方式由于各电路之间形成耦合而不适用于高频电路，高频时要考虑地线的感抗和各地线之间的电感耦合以及地线之间的分布电容在地线相互之间形成干扰。

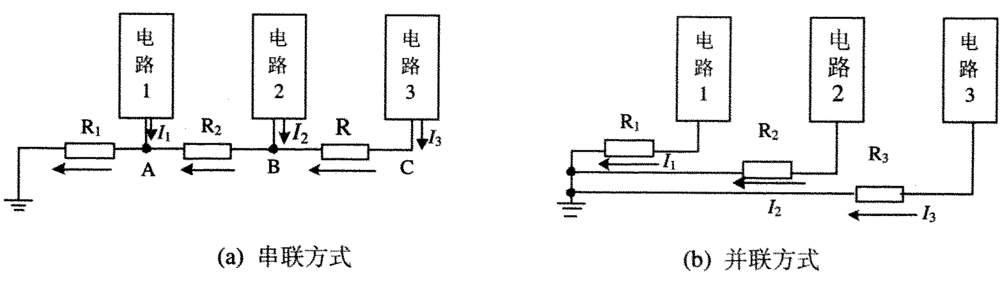


图 9－22　一点接地

多点接地如图 9－23 所示，电路中所用的地线分别连到最近的低阻抗地线排上，地线排一般用大面积的镀银铜皮。但要注意由于高频时的集肤效应，增加铜皮厚度

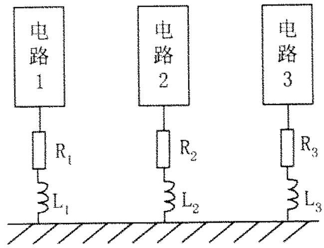


图 7－23　多点接地

并不能减小接地阻抗。一般来说 1 MHz 以下可以采用一点接地，频率高于 10 MHz 时采用多点接地，在 1 MHz 到 10MHz 范围内，如果采用一点接地，其地线长度不能超过信号波长的 1/20，否则应采用多点接地。

第六节　医用电子仪器的安全指标

在临床使用过程中为了防止发生电击事故，国家标准和 IEC 标准规定了医用电子仪器常用的安全指标，这些指标包括绝缘电阻、漏电流、接地线电阻和接地电阻四个。下面介绍这四个指标的含义及其测量方法。

一、绝缘电阻

为了防止医用电子仪器使用过程中发生电击事故，一般将仪器带电部分进行绝缘处理，使带电部分与人体绝缘。绝缘电阻指的就是仪器带电部分与人体间的阻抗，代表两者的绝缘程度。

为了确保医用电子仪器的安全使用，必须定期检查仪器的绝缘电阻是否符合要求。一般采用专用的直流绝缘电阻表测量绝缘电阻，通过在被测点之间加入 500V 或更高的直流电压测量之间的阻值。

二、漏 电 流

发生电击事故时主要是过量的电流流经人体产生一定的生理效应，从理论上讲绝缘良好的医用电子仪器不应该有电流流过人体。但是由于某种原因会导致有一定电流流过人体。作为漏电流指的是通过仪器的绝缘物与仪器功能无关的电流。一般有接地漏电流、外壳漏电流和患者漏电流三种。

接地漏电流指从电源的初级回路通过绝缘物流入仪器安全地线的电流；外壳漏

电流指从仪器外壳的某处通过安全地线以外导体流入大地的电流；患者漏电流指的是从仪器的触体部分通过患者流入大地的电流。这三种漏电流都是因仪器的绝缘电阻降低引起电流从电源火线经绝缘体和被测者后回到接地端，医用电子仪器漏电流是引起电击事故尤其是微电击事故的主要原因。

漏电流一般使用一个高灵敏度的交流电压表来测量，要求电压表的频率范围为 0～100MHz，输入阻抗为 100left，量程为 100mV，误差不大于 4±5%。测量时将被测仪器的两个测量点接到一个等效人体阻抗的 RC 并联电路上，测量 RC 电路两端的电压，除以 1kΩ，即可得到漏电流值。

三、接地线电阻

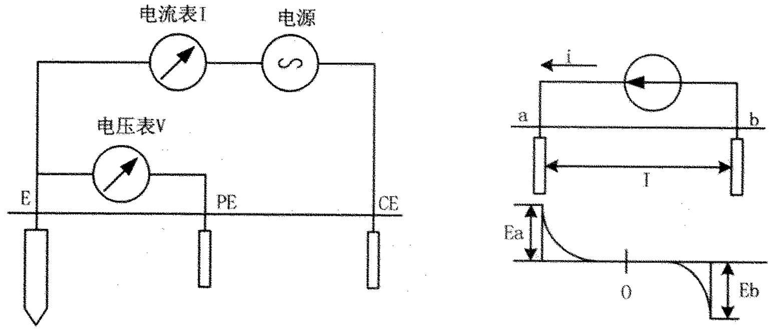
将医用电子仪器接地端用接地线与大地连接，接地线的阻值为接电线电阻。国家标准要求接电线电阻不大于 0.1Ω，实际上接地线电阻包括仪器接地线与端钮连接处的接触电阻值。由于接地线电阻阻值很小，因此要求用测量刻度为 10mΩ 的低电阻测试仪测量，安全标准要求采用在空载时电压低于 6V，电流为 10～25A 的 50Hz 电源。一般采用交流电桥法测量，另外还可以采用交流电压表和电流表直接测量。

四、接地电阻

医用电子仪器的接地，就是把仪器容易与人体接触的部分与大地相接，一般通过将金属接地电极埋入大地来实现接地。接地电阻表示当有电流通过地线的接地电极流入大地时，电流通过的难易程度。接地电阻的大小由接地电极的大小、形状和电极周围土壤的电阻率等因素决定。因此为了减小接地电阻阻值，应该选择适当的接地电极及尽量降低电极周围土壤的电阻率。

测量接地电阻的方法很多，有三点测量法、电压降法、接地电阻表测量法、利用零线测量法及利用电话线测量法。下面介绍电压降法的原理。

电压降法原理如图 9－24（a）所示，这种方法需要在地下埋设两个辅助电极，一个为电流辅助电极 CE，另一个为电压辅助电极 PE，E 为待测电极。电源用 100～400V 的低频交流电源。用电流表和电压表测量经过接地电极的电流 I 和电压 V，由欧姆定律计算接地电阻值，如图 9－24（b）所示，当电压辅助电极位于零电势时，所测得的电压 V 等于接地电极的电势 Ea，与辅助电极的接地电阻大小无关，为保持电压辅助电极的零电势，其必须距离被测电机和电流辅助电极足够远，一般要求各电极距离在 20m 以上。



(a) 电压降法原理　　(b) 计算接地电阻值

图 9－24　电压降法测量接地电阻

第七节　医用电子仪器的安全标准

在 20 世纪 70 年代，医用电子仪器开始大量应用于医院的临床诊疗活动之中，对现代医学的发展起到了非常大的促进作用。但是由于人们的安全意识不强以及管理制度的缺陷，经常发生电击事故，甚至造成人身伤害，这严重阻碍了医用电子仪器的应用及发展。处于应用的需求及发展的动力，制定医用电子仪器的电气安全标准的呼声越来越高。于是一些国家先后开始致力于这方面的工作，其中比较著名的是两个国际组织在制定和完善医疗仪器电气安全国际标准做了重要的工作。国际标准化组织。ISO 主要制定不用电的仪器和器具仪表的标准，而国际电工委员会 IEC 则主要负责制定医用电子仪器的标准。在 IEC 中有多个技术委员会 TC，TC－62 负责制定医用电子仪器标准，TC－62 又分为四个技术分会 SC，SC62A 负责制定医用电子仪器安全标准，其主要的成果是 IEC601－1《医用电气设备第一部分：安全通用要求》，该标准于 1988 年公布，1991 年作了少许修订。这个规定成为 IEC 各成员国制定本国医用电气设备安全标准的指南。而 IEC 的 SC62B 和 SC62C 分别制定放射线仪器标准和核医学仪器标准，SC62D 负责制定各种医用电子仪器规格标准。

我们国家的国家技术监督局采用 IEC 标准 IEC601－1－1988《医用电气设备第一部分：安全通用要求》（第二版）及其第一号修订（1991—11）作为我国医用电气设备安全规定的国家标准，1995 年 12 月 21 日发布执行。这个标准对医用电气设备的制造者和使用者都提出了明确的要求，详细规定了名词术语、标记和文件、测试方法、环境条件、仪器分类、电击与防护、供电设备与接地等有关内容。此外还规定机械危险和放射线辐射危险的防护、易燃易爆物危险的防护等。

标准中有些内容是强制性的，有些是非强制性的，具体内容读者可以查阅有关该标准的文献。

第二篇

医疗电动仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　口腔科设备

口腔科设备与口腔医疗有着十分密切的关系，口腔科设备的发展将有力地促进了医疗水平的提高。口腔科的医疗设备有多种类型，学习和了解口腔科设备有助于医疗水平的提高和医疗设备的使用。

第一节　概　　述

一、口腔科设备的类型和特点

口腔科设备是治疗检查口腔疾病的器械。在口腔疾病中，牙病的比例最大。我国牙病的患病率占人口总数的 40%，牙周病患病率约 90%，中老年平均缺牙约 12 颗以上。牙病对人的健康影响很大，但往往被人们所忽视。不注意口腔卫生，防治牙病的方法较少，使得我国 7 岁以下儿童患龋齿、牙周炎病的比例高达 60%。努力开发生产牙科医疗设备是当务之急。牙科设备可分成五类。

（一）牙钻机

（二）牙科治疗台

（三）牙科椅

（四）铸造设备

（五）牙科 X 射线机

随着科学的发展，近年还出现了多种牙科保健设备，如多种形式的洁牙设备。

二、口腔科设备的现状与展望

口腔科设备的快速发展是近几十年的事，主要表现是质量不断提高，牙钻的转速大幅度提高，牙钻和治疗台类型不断增加。近年生产的口腔科设备具有许多优点。如：

①外型美观，表面光洁度高，耐腐蚀，喷塑后机械强度高。

②生产的类型不断增加，其中牙齿保健品和保健器械发展非常迅速，如超声洁牙机、激光补牙机等。

③设备功能齐全，使用方便。

④微机控制型牙科设备在近几年内有大幅度的增加。

⑤设备往往配有多种功能的零部件，使设备功能齐全。

⑥设备精度高，使用寿命长。

我国使用工具对牙齿保健开始很早，可追朔到宋代，那时不但发明了牙刷，社会上还出现了原始的器械，如刀、剪、凿等。

解放前，我国生产力低下，国家贫穷落后，没有医疗器械研究部门和生产厂。解放后在党的领导下，我国的医疗器械工业生产有了较大的进步和提高，建立了北京、上海、天津、西北医疗器械一厂，西南医疗器械厂为骨干的近 40 家生产厂，特别在 50 年代末期，成功的生产了牙科综合治疗台、牙钻机、牙科椅等多种产品，1962 年又研制出了空气涡轮牙钻。随着科学的不断发展和进步，我国口腔科设备的生产能力已基本满足国内市场的需要，并有少量出口。生产的品种齐全，并朝着产品的高精度、高质量、安全性稳定性好，多功能，高速度小型化，操作简便，微机控制的方向发展。

第二节　电动牙钻

电动牙钻是生产较早、使用时间较长、应用范围较广的一种牙钻机。我国从 50 年代末期开始生产。电动牙钻有立式电钻车和台式电钻车两种。

一、立式电钻车

1. 立式电钻车的构造

立式电钻车由底盘、立柱、球电机、伸缩臂、三弯杆、车绳及控制器等零部件构成。其构造如图 1 – 1 所示。

由图示知：该机底座下面装有三只脚轮，方便移动。变速器用电阻盒和长柱管安装在底座的上面，在长柱管的上端装有球型电机和车绳架，在车绳架上装有三弯杆和车头、车绳。在长柱管上端内部装有通电柱，电机和车绳架可从长柱管上端拔出。

电钻车的工作由地面控制器控制。控制器的两个侧面装有拨臂，使用电钻车时，脚踢拨臂即可改变转速和旋转方向。地面控制器或称脚踢式控制器有 4 种正反转速控制。当此环被踢倒向一边时，控制器的脚踢环可停在任一种转速档上；若脚

踢环被踢向另一边时，拨臂不能固定在某一转速档，只能以脚控制拨臂至某一转速档位，在脚离开后，拨臂便自动回到初始位置（即停止位）。拨臂如同开关一样切断电流，保证机器和患者的安全。若牙钻机需以某一转速运行时，先将地面控制器上面的脚踢环踢倒向需要的一边，再脚踢拨臂，使拨臂停在某一转速档上，电路即被接通，电机以一定转速旋转，由车绳将转速经三弯杆，滑轮传至车头，车头便以某一转速旋转。

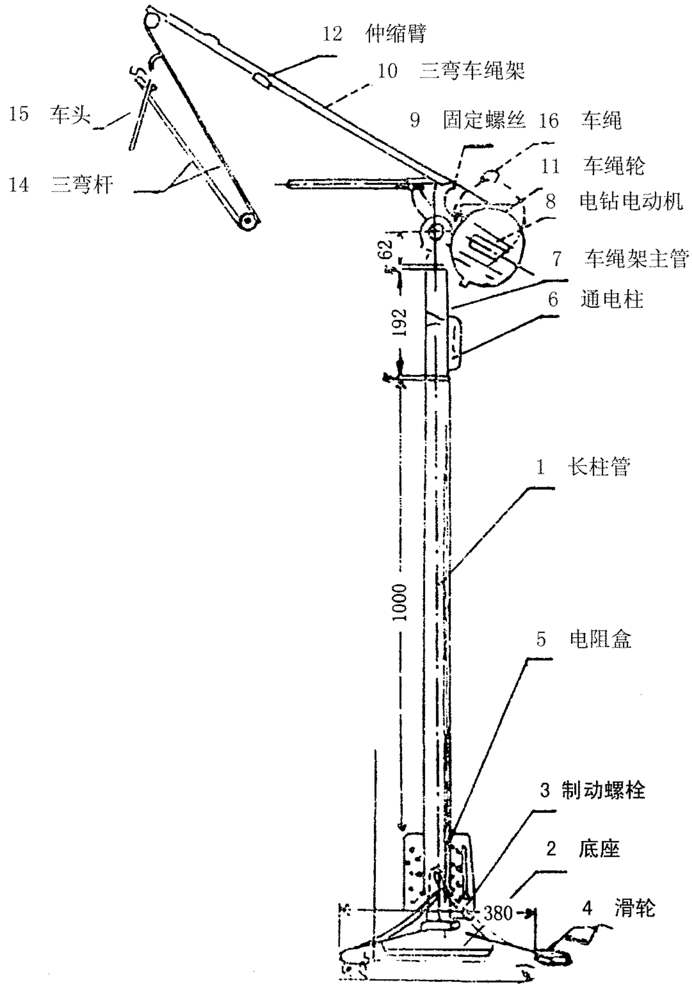


图 1－1　305 型立式移动电钻车

2. 立式电钻车的调速电路

立式电钻车的调速电路如图 1－2 所示。由图示知：在控制电路中有交流串激式电动机、倒向开关和脚踢开关及电阻、电容等元器件。由简化图不难看出：调速电路的原理是利用电阻（电位器）调速，即改变在电枢上的并联电阻值，使转速变化。

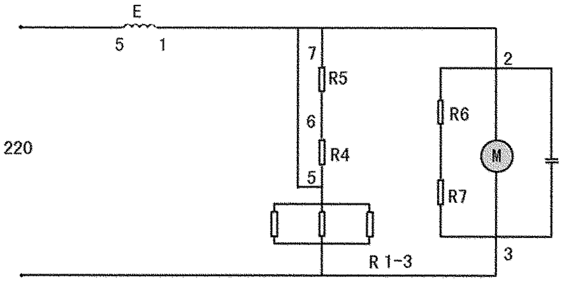


图 1－2　立式电钻车的调速电路简图

电枢与定子磁极绕组 E **是串联在电路上的，而电枢上固定地联着** R6、R7 **二电阻，作为固定的分流电阻，此外还在电枢两端并联着可以分档调节的电阻** R1 ~ R3 **（即** 5 **点），**R4**（即** 6 **点）和** R5**（即** 7 **点）。调速原理是电枢两端并联电阻发生变化影响了电枢两端的电压，也就是当电阻值增大，电阻上流过的电流减少，电枢两端电压降低，电机转速减低。当脚踢控制器处于图上第** 7 **点时，电机转速最快；若需要慢速时，控制器上接触刀将电枢两端电压降低，电机转速便降低。若需反转时，控制器上的接触刀只需将电枢上的第** 2 **和第** 3 **点接头对调，即可达到倒向的目的。**

电枢两端并联着电容 C**，作用是减少电刷和换向器间所产生的火花，同时防止火花对其他用电器元件的干扰。**

二、307－2 型台式电钻车

1. **构造**

台式电钻车是一种移动灵活、操作方便的小型牙钻机，其构造如图 1－3 **所示。台式电钻车由底座、传动杆和车头三部分组成。**

底座上装有转速控制用琴键开关 5 **个，最左边的** 13 **键为停止键，用来切断电源。自左** 2 **至左** 4 **为正转时，其速度选择键，**3 **个键控制速度分别为** 4000r/min，7000r/min，10000r/min。**电机支架与立柱相联接，由螺栓、螺母固定。支架上端固定着伸缩杆，伸缩杆可由锁紧螺母固定，用以张紧车绳。三弯车绳架安装在支架上，而车头安装在，三弯杆的前端。车绳的一端接在电机的塔轮上，塔轮上有大小两种尺寸的轮槽。车绳在大轮槽中时，车头转速较高，在小轮槽中，车头的转速减小。需调整车绳时，可将固定伸缩杆上的调节键扳倒，即可调节伸缩杆的长度。**

开机二正作前应首先检查电源，再检查电源开关是否在断开位置。琴键开关在停位，踢式控制器在中间位，若接入电源，可根据需要的转速按下琴键开关，车头便开始旋转。若发现车头旋转阻力大时，可能是车绳拉得过紧，若车头不转，可能是车绳打滑，说明车绳过松，应调节。

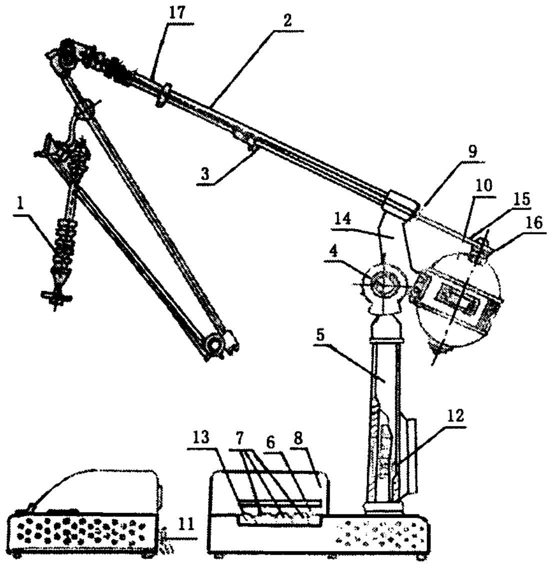


图 1－3　307－2 型台式电钻车构造图

1. 车头　2. 三弯车绳架　3. 伸缩杆板键　4. 调节螺丝　5. 主管 6、一键　7. 任意键　8. 主座　9. 锁紧螺丝 10. 电机　11. 插孔 12. 通电接柱　13. 左键　14. 三弯车绳架座　15. 车绳　16. 绳轮　17. 三弯车绳架伸缩杆

2. 控制电路

控制电路由电机、开关和电阻（电位器）组成，调速原理如图 1－4 所示。由图示知：只要改变电枢两端的并联电阻 R1～R4 及串联电阻 R5 和 R6，即可改变牙钻的转速。如果减少并联电阻的数量，短路串联电阻 R5 时，电机转速将提高至 7000r/min。若使并联电阻 R4 接入电路，串联电阻 R5、R6 短路，电机转速将提高至 10000r/min。如果将并联电阻 R1～R4 及串联 R5、R6 同时接入调速电路，则电机转速将降低至 4000r/min。由上述调速原理可知：决定电枢两端电压的大小，不仅要看与电枢并联电阻的大小，还要看与电枢串联电阻的大小。虽然上图并联电阻大，电枢两端得到的电压较高，但经串联电阻 R5、R6 分压后电枢两端的电压则较低，故转速为 4000r/min。下图并联的电阻虽小，电枢两端得到的电压低些，但没有串联电阻，无需再分压，故电枢两端的电压比上图要高得多，所以得到的转速为 10000r/min。

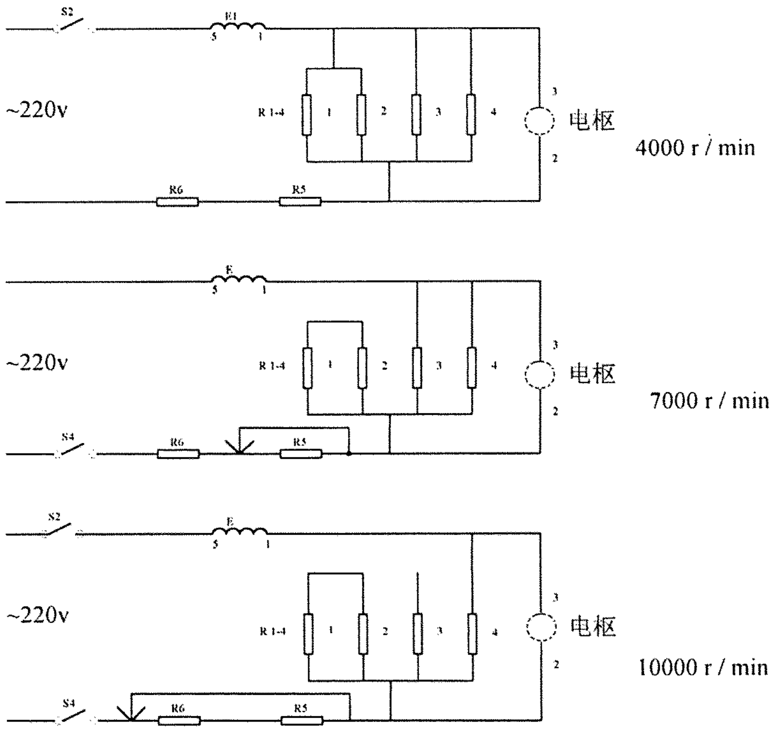


图 1－4　307－2 **型台式电钻车控制电路原理图**

三、YZT－2 型电动牙钻机的控制电路

1. **串激式直流电动机**

电动牙钻机的控制电路是由单向可控硅、直流电动机完成牙钻机的启动和调速的。牙钻电机多为单向串激式电机，串激式直流电机的结构如图 1－5 **所示。从图示知：串激式电动机由定子（磁极）、转子（电枢）、换向器、电刷等零部件组成。串激式电动机具有交直流电源均可应用的特点，且起动力矩大、过载能力强、体积小、转速高等优点。不足的是换向困难大（整流），火花大，噪音较大。**

直流电动机的励磁形式有四种，即他激式、并激式、串激式和复激式。每种激磁形式都有各自的特点。

2. YZT－2 **型牙钻机的控制电路**

YZT－2 **型牙钻机的控制电路如图** 1－6 **所示。从图示知：电路由电机、开关、晶体管、可控硅、电阻电容等元件组成。其中：**K2 **为倒向开关，**L **为定子绕组，**KG **为单向可控硅，工作过程是在所有开关都闭合时，指示灯亮，电源电压经全波整流，再经稳压管稳压后经限流电阻** R2 **和可变电阻** R3 **的电流给电容充电，电容上电**

压达一定值时，单结晶体管导通，形成一电流脉冲，电流脉冲触发可控硅 KG 的控制极，可控硅导通。直流电压加给电机，电机开始启动运行。运行速度由可控硅的导通角决定。

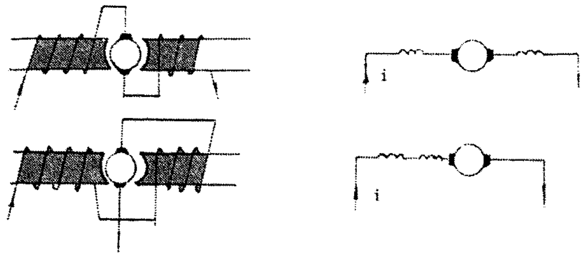


图 1 – 5　串激式直流电机结构示意图

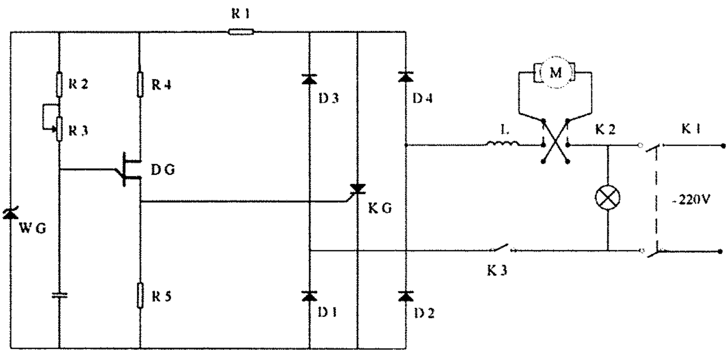


图 1 – 6　YZT – 2 型牙钻机的控制电路

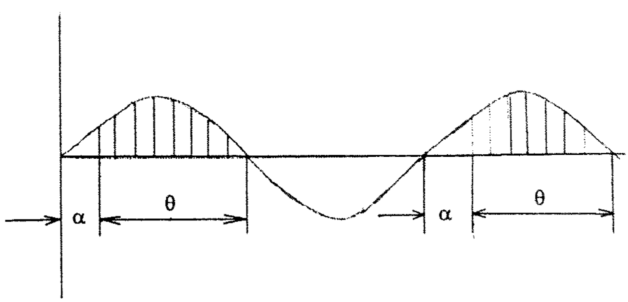


图 1 – 7　可控硅调速原理

3. 可控硅调速原理

可控硅调速原理如图 1 – 7 所示。图示中角 θ 为导通角，α 角为触发角。在 YZT – 2 型电动牙钻控制电路中，电容 C 被充电的速度决定于（R2 + R3）C 值的大小。其值大，电容两端电压上升得慢。反之，电容两端电压上升得快，待电容电压上升

到单结晶体管导通电压时，单结晶体管导通，可控硅导通。可控硅触发导通输出的电压波形图中的。角是触发角，θ 为导通角。$\alpha+\theta=180°$，α 角大时，θ 角小；α 角小时，θ 角大。θ 角越大，也就是可控硅的导通角越大，直流电机电枢两端的电压越高，电机转速越高。可控硅的触发角 α 的大小，是由电容 C 充电快慢决定的。C 充电慢，α 角大；C 充电快，α 角小，θ 角大，则电机两端电压高，电机转速就高。只要调节电阻 R3 的值，就调节了给电容 C 充电的电流，也就改变了电容的充电系数（R2 + R3）C，就调节了。角的大小。α 角在 0° ~ 180°之间变化，θ 角则在 180° ~ 0°之间变化。由于可控硅导通角从 180°向 0°变化，变化过程将引起导通电压的连续变化，所以电机两端得到的是可连续变化的电压。其变速则为无级变速。

第三节　微电机牙钻

微电机牙钻是一种性能比电动牙钻优越，使用方便，转速较高的牙钻。对牙齿进行治疗时，要求有不同转速的手机分别完成钻牙表面、钻牙质，电动牙钻和微电机牙钻就是完成钻牙质用的低转速手机。

一、微电机牙钻的构造

微电机牙钻的构造由微电机和车头两部分组成。我国生产的微电机牙钻以 Y－2 型为代表，其构造如图 1－8 所示。从图示知微电机牙钻的尾部装有一微电机，在前部装有联轴节及车头连接头。

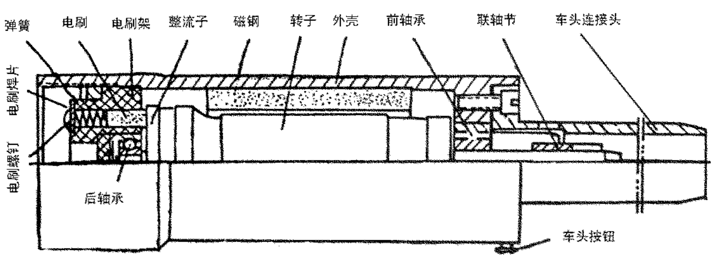


图 1－8　Y－2 型微电机牙钻的构造

1.Y－2 型微电机

牙钻用微电机是一直径为 20mm，长为 55mm，重为 70g 的直流微型电机。其转速为 4000 ~ 40000r/min，正作电压为 6 ~ 24V（DC），工作电流为 2.5A。

微电机的外壳里面装有定子磁钢、转子、整流子、碳刷架及碳刷等零件，转子绕组有 5 组，选用单数绕组可增加电机的启动性能，并可减小转速波动。

国产微电机采用压缩空气强迫冷却。使用时应注意牙钻因过热和振动，使微电机产生的退磁现象。使微电机性能下降。由于牙钻使用日久，电刷会逐渐磨损，至使电刷与整流子不能接触，微电机不能正常工作。

2. 车头

微电机牙钻的车头有两种形式，一是直车头，二是弯车头，它由上海医疗器械厂生产。直车头主要产品为 CC60 型，它与 Y－2 型牙钻相组合，可进行钻孔和磨牙。直车头一般不装车针，而装带杆砂轮，主要用于磨牙。直车头使用率高于弯车头。

CC60 型直车头由尾套、螺帽、外套、冷却水管、水夹、车针固定器等组成。北京手术器械厂生产的 XN141 型直车头也有相同的构造。装卸车针时，只需将尾套左旋，固定车头的三片夹紧器放松，放入车针或砂轮柄，再将车头尾套右旋，直至旋紧，即将车针固定好。直车头的形状如图 1－9 所示。直车头在没有润滑油，没有安装车针时禁止使用。

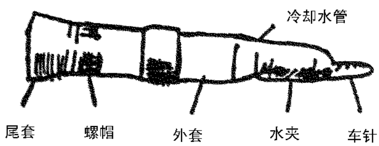


图 1－9　直车头外形图

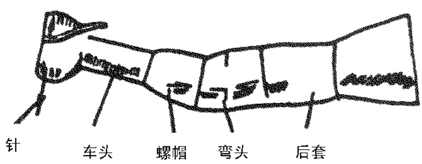


图 1－10　弯车头外形图

CC70 型弯车头是西南医疗设备厂生产的一种车头，与北京手术器械厂生产的 XN141 型弯车头的构造相似，都具有几乎相同的外廓尺寸，其构造如图 1－10 所示。从图示知弯车头由尾管套、弯头、螺帽、车头、车针夹紧器等零件组成。弯车头主要用于钻牙，钻牙时的转速较高。因此弯车头对润滑油的要求非常严格，使用前需在弯车头的前轴加油孔和后轴加油孔处，注入润滑油（5 号高速机油）2～3 滴，以减小摩擦。

CC70 型弯车头的车针用车针装拆板直接压入车头中，拆卸时用装拆板将车针顶出，即可取下。弯车头在钻牙时，可根据需要方便的调整操作角度，选择最合适的操作位置。

二、微电机牙钻的控制电路

微电机牙钻的控制电路一般由整流电路、基准电路、比较放大电路、控制电路和保护电路五部分组成，其相互关系和工作过程如图 1－11 所示。从方框图知：控制电路的电源需经整流成直流电压，再供给电路中其余部分。基准电路与取样电路的信号进行比较并放大，经控制和保护电路传给电动机，实现对电机转速的控制。Micro－Mega 型微电机牙钻控制电路如图 1－12 所示。从图示知：控制电路由整流、基准、比较放大、控制、保护等几部分组成。整流部分由晶体管全波整流后，经 C1 和 RD 滤波；基准电路是由整流后的电压，经 R1、R2、R3 分压后，由 R7 取出一基准电压，经 D1 稳压，再输送给 T1 的基极，比较放大电路是三极管 T1 的基极基准电压与取样电压，即电路输出反馈到电阻 R7 上的电压进行比较放大，放大后反馈至控制电路进行电压补偿：控制电路是 T1 输出的放大电压信号送至 T2、T3，由三极管 T2、T3 输出电压，控制微电机电枢上的电压，改变其转速；保护电路由三极管 T4、R9、D2、R10、C2、R12 等元件组成。当电机过载时，电阻 R9 上压降增加，三极管 T4 基极与射极电压差 > 0.5V，则 T4 导通，其集电极为低电平，电容 C2 通过 T1 很快放电，使 T1 输出被旁路，加不到 T2、T3 上去，电路输出电压为零。则电机不能旋转，从而起保护作用。

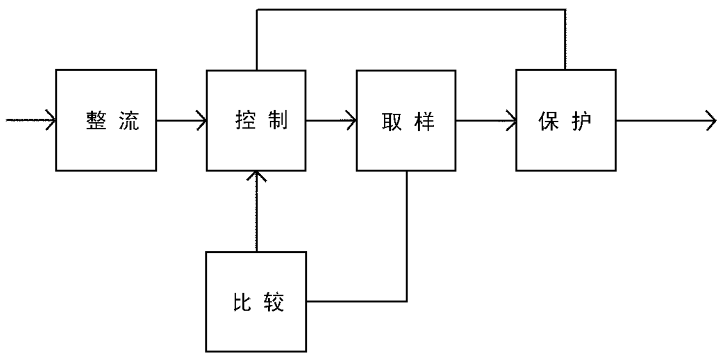


图 1－11　微电机牙钻控制电路方框图

三、国产 CST10 型微电机牙钻控制电路

国产 CST10 型微电机牙钻控制电路的工作逻辑如方框图 1－13 所示。

（一）组成

CST10 型微电机牙钻控制电路由基准电路，比较放大电路、多谐振荡电路、推动放大电路、控制电路、储能续流电路、取样电路和保护电路八部分构成。如图 1－14 所示。

（二）分电路的组成与作用

1. 比较电路

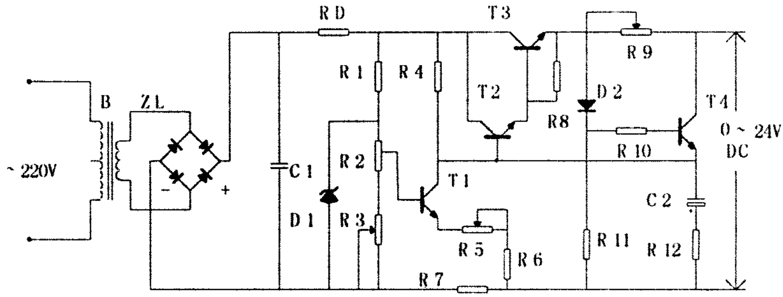


图 1－12 Micro－Mcga 型微电机牙钻控制电路

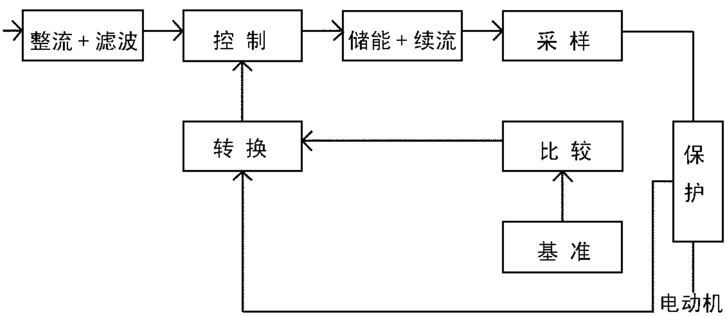


图 1－13 CST10 型微电机牙钻控制电路方框图

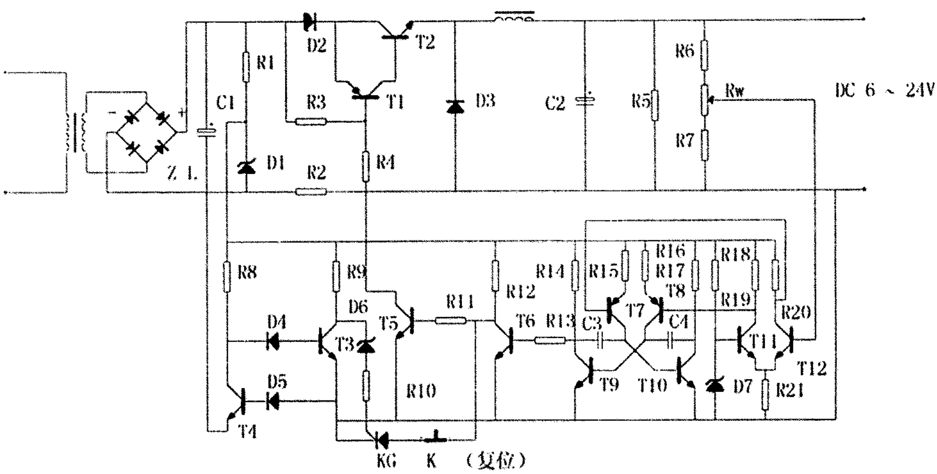


图 1－14 CST10 型微电机牙钻控制电路

比较电路由稳压管 D7 给出基准电压，电位器 RW 提供采样电压，分别加到差动放人器 T11 和 T12 的基极。

2. 多谐振荡电路

多谐振荡器由 T9、T10 及差分管 T7、T8 组成，接收来自比较器的讯号，并将其转换成方波讯号。

3. 推动放大电路

推动放大电路由三极管 T5、T6 构成。

4. 调整控制电路

调整控制电路由三极管 T1、T2 组成，且 T1、T2 处于开关状态，手控采样电压可改变调整管输出的脉冲电压宽度，即改变电动机电枢的电压，从而改变电机转速，起调整控制作刚。

5. 储能续流电路

电路由电感 L、电容 C2 及二极管 D3 组成，将调整管输出的脉冲电压变成接近直流，波纹很小的电枢端电压。

6. 电机过载保护电路

电路由三极管 T3、T4，可控硅 KG，时间继电器触点 JSl 等组成。

工作原理：微电机工作电流经电阻 R2，产生电压降，极性右正左负。当电机过载时，R2 上压降增大，T4 管基极电位增大（$>0.5V$），T4 导通，集电极电位变低，导致 T3 截止，T3 集电极就成高电位，此电位击穿稳压二极管 D6，经 R10 流入可控硅的控制极，可控硅导通，T6 集电极输出的讯号被旁路，T5 没有讯号输出，于是 T1、T2 截止，电机得不到电压而停转，电机得到保护。电路故障消除后，电机重新工作。

可控硅回路串入一个时间继电器的常开接点 JS，其作用是防止保护电路产生误动作。加入时间继电器后，继电器不导通，可控硅回路不起作用，必需在电机启动 1.5s 后，时间继电器触点 JS 才闭合，保护电路才起作用。

（三）电路工作过程

稳压管 D7 给出基准电压，加至差动放大器 T11，电位器 RW 提供的采样电压加至 T2 的基极，放大后经多谐振荡电路中的 T9、T10 及差分管 T7、T8 变成方波电压讯号，经推动管 T5 和 T6 再放大后，给调整电路（驱动电路）中的调整管 T1 和 T2，T1 和 T2 处于开关状态，输出的脉冲电压宽度，决定电机电枢电压，即调整和控制电机转速。T1 和 T2 输出的脉冲电压，由电感 L 和电容 C2 滤波，将脉冲电压变成接近直流波纹很小的电压。

当电机负荷变化时，其工作电流发生变化，RW 的采样电压发生变化，比较电路输出电压变化，并能实现自动补偿，达到稳定输出电压的目的。

当电机过载时，保护电路，多谐振荡的脉冲讯号被旁路，调整管被截止，输出电压为 0，保护了电动机。

四、微电机牙钻的不足

①微电机的永久型磁钢易退磁，日久退磁后，影响电机性能。
②牙钻连续工作发热很快，常采用强迫风冷，但冷却效果不理想。
③冷却管是冷却微电机及车头的，微电机失去冷却，将无法工作。

第四节　气涡轮牙钻

一、气涡轮牙钻的特点

气涡轮牙钻是口腔科经常使用的一种牙钻机，它诞生于 1958 年。气涡轮牙钻的优点很多。最大的优点是：气涡轮牙钻工作噪音小，转速高达 300000r/min，切削力小（只有 50～80g）。由于切削力小，所以钻、磨牙齿时病人痛苦小，只有轻微的振动和摩擦，而不像电动牙钻对牙齿的振动和摩擦力大，让病人感到难以接受。气涡轮牙钻工作效率高，钻磨时间短，做一个病人的窝洞一般只需要 10～30s，普通电动牙钻至少要 3～5min，所以病人比较容易接受。气涡轮牙钻振动小，没有牵连头部不适的感觉，电动低速牙钻钻磨牙产生的振动病人难以接受，甚至不愿接受治疗，气涡轮牙钻让医生和病人都有轻松的感觉。气涡轮牙钻只用软性胶管联接车头，头部小巧，所以它还具有工作灵活、活动范围大的特点，医生少有疲劳感。

二、气涡轮牙钻的构造

气涡轮牙钻由车头和箱体部分、气路系统、水路系统及控制电路五部分组成。

气涡轮牙钻车头也称手机，其形状如图 1－15 所示。车头主要由车头头、联接管和油雾器组成。

车头头内装有轴承、气涡轮及卡芯等零件。轴承为 C93 K X 单列向心轴承。车头柄内避振圈中有进气、进水，排气管路，压缩空气由进气管进入车头，推动涡轮高速旋转，带动固定在涡轮上下卡芯内的车针高速旋转，气体再由排气管排出车头外。其过程如图 1－16 所示。午针转速的高低由压缩空气的压力决定，压力高流量大，转速高，转距也大。压缩空气的压力为 0.25MPa，流量为 30L/min，其转速为 300000～360000r/min。

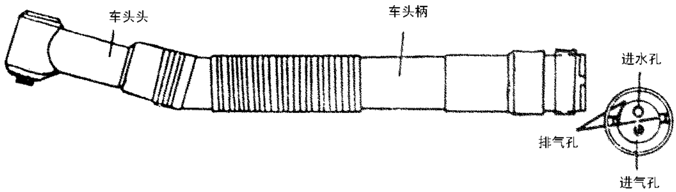


图 1 – 15　气涡轮牙钻车头

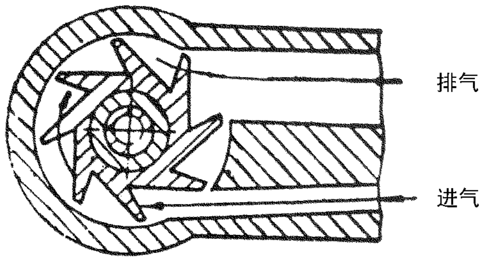


图 1 – 16　气涡轮牙钻车头内气体流动情况

车头内，下部是冷却水的通路，从右边流入头部下边的空腔内，再由 2 个喷水孔喷山，实现对车头的冷却。

车头内的轴承有两种类型。一种是滚珠球轴承，其连接方式有刚性联接和弹性联接。刚性联接是轴承外圈直接与车头内腔相配合。弹性联接是轴承外圈与车头内腔之间加装一非金属垫圈，多用聚四氟乙烯制成。刚性联接因噪声大而很少应用。另一种轴承为空气轴承。空气轴承被采用以后，较大的改善了车头运行状况，不但提高了寿命，减少了噪声，还捉高了工作转速和效率。空气轴承是利用空气作为润滑剂的一种滑动轴承。可分为两种：一种是轴承内充有一定压力的空气，产生气垫的静压式空气轴承；另一种是轴承高速旋转后产生气垫的动压式轴承。以静压式空气轴承应用为多，其构造如图 1 – 17 所示。从图示可知：轴承由内外环组成，环上均匀的分布着许多小孔，压缩空气由外环小孔进入，经过内环，在转轴与内环间形成气垫。但在形成气垫过程中难免在轴与轴承内环间会产生滑动摩擦，所以对轴承材质要求很高。空气轴承在车头内有单列和双列两种应用方式。空气轴承式气涡轮牙钻双轴承形式的构造如图 1 – 18 所示。单轴承式的气涡轮牙钻如图 1 – 19 所示。从图示知：双轴承式气涡轮牙钻的手机内有一进气管，进气管在手机头部分成三支路，分别向两个轴承和涡轮送气。图 1 – 19 单列轴承式的牙钻内有两根送气管，分别向涡轮和空气轴承供气。空气式涡轮车头在磨牙时产生径向力和轴向推力，这推力由轴和轴承、轴承端面和涡轮端面之间的气垫支撑着。若推力超过气垫支撑力，将发生非常不利的摩擦，使转速降低。车头的启动或停止过程，会产生轴承与轴的摩擦，实践中应设法减少这种摩擦损耗。

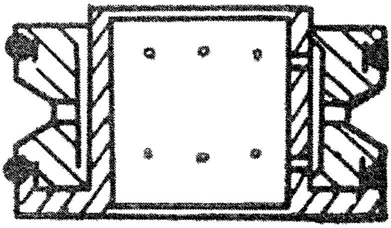


图 1－17　空气轴承

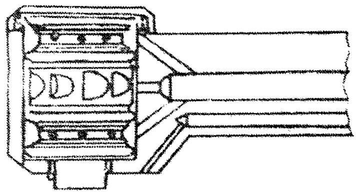


图 1－18　双轴承形式

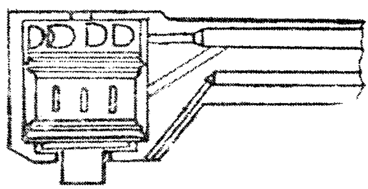


图 1－19　单列轴承形式

三、XN401 型高速涡轮牙钻机

XN401 型高速涡轮牙钻机是一种新型齿科设备，其外形美观大方，使用方便，灵活，性能稳定可靠，可以高效的、顺利的对牙齿进行钻削、磨削，且转速高而平稳。最大限度的减轻患者的疼痛，或无痛感，还可减轻医生的劳动强度，提高工作效率。牙钻机配套齐全，内含空气压缩机、高速涡轮手机、三用喷枪、观片灯等，基本满足一般治疗的需要。

1. 构造与工作过程

XN401 型高速涡轮牙钻机是北京手术器械厂的产品，在国内占有一定的市场，其构造如图 1－20 所示。牙钻机由机箱、水气路系统、电路控制系统三大部分组成。

（1）机箱

机箱由外壳和操作面板组成。外壳是由薄钢板冲压成型，表面喷塑或喷漆而成。前面板可放置高速涡轮手机和三用喷枪。控制面板上装有观片灯及开关、水调

节旋钮、气调节旋钮、压力表和指示灯。上表面装有器械盘。侧面板下部装有电源插座和脚踏开关插座。底部装有脚轮 4 个。

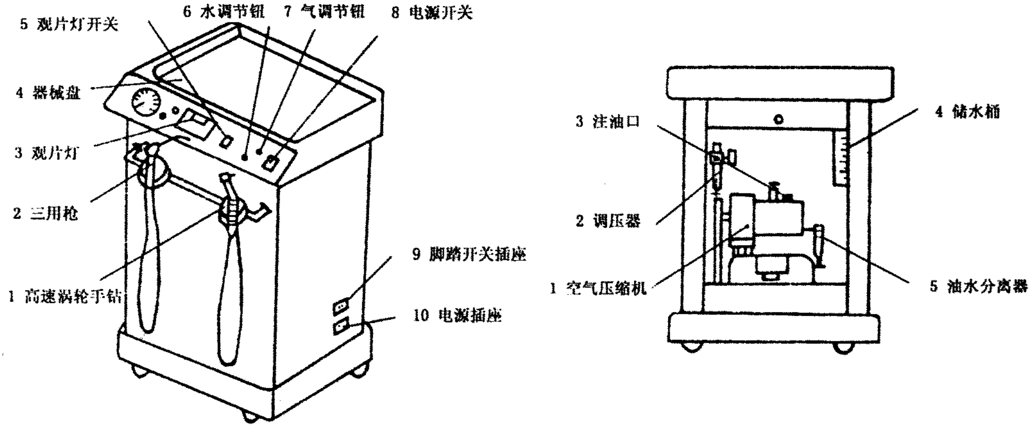


图 1－20　XN401 型高速涡轮牙钻机

（2）水气路系统

水气路系统构造如图 1－21 所示。从图示知水路部分由水箱、压水器、手机操作阀、三用喷枪操作阀组成。水路工作过程是水靠自重从水箱底部分别流入手机压水器和三用喷枪压水器，两个压水器下部装有进气管，工作时压缩空气进入压水器，水在气压作用下流向手机、三用喷枪。手机和三用喷枪根据使用情况调节水量。

气路的工作过程是空气压缩机将经过滤芯的压缩空气除油、水分、滤除污物后储存在贮气罐中，水和杂质在油水分离器的下部沉积，洁净的压缩空气分两路流出，一路通过压力表显示压力，另一路通过分水滤器进入调压压力表，再分成三路，一路经电磁阀、手机调节阀供手机冷却并推动涡轮钻工作和空气轴承工作需要；第二路分别进入手机压水器利三用喷枪压水器，将水压入手机和三用喷枪；第三路通过电磁阀进入吸唾器，吸唾器靠压缩空气流出时，在特定的管道中产生负压将唾液和污液吸入贮液器中。

（3）控制电路

控制电路如图 1－22 所示。控制电路由主电路和辅助控制电路两部分组成。主电路中有脚闸、电磁阀、空压机电机和接触器、继电器等元器件组成。辅助控制电路由直流 12V 电源、电源指示灯、接触器 K2 等元器件组成。

工作过程是将电源开关 S1 闭合，踩下脚踏开关或按下手动开关 S2，接触器 K1 得电，其接点 K1－1、K1－2 吸合，其空气压缩机电机启动运行。手动开关 S3 控制着向手机供气的电磁阀。向三用喷枪和吸唾器供气由继电器 K2－1 控制，继电器 K2 的导通由辅助控制电路控制，手动开关 S4、S5、S6 分别控制涡轮钻、三用喷枪利吸唾器的工作。

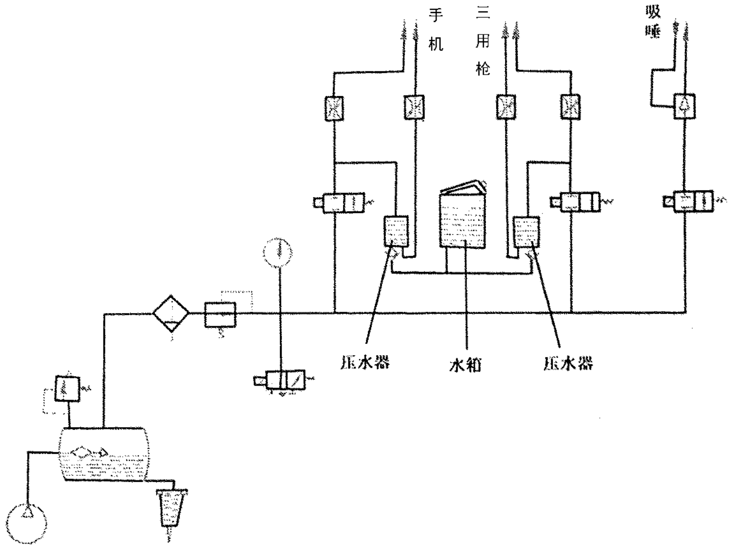


图 1－21　水气路系统

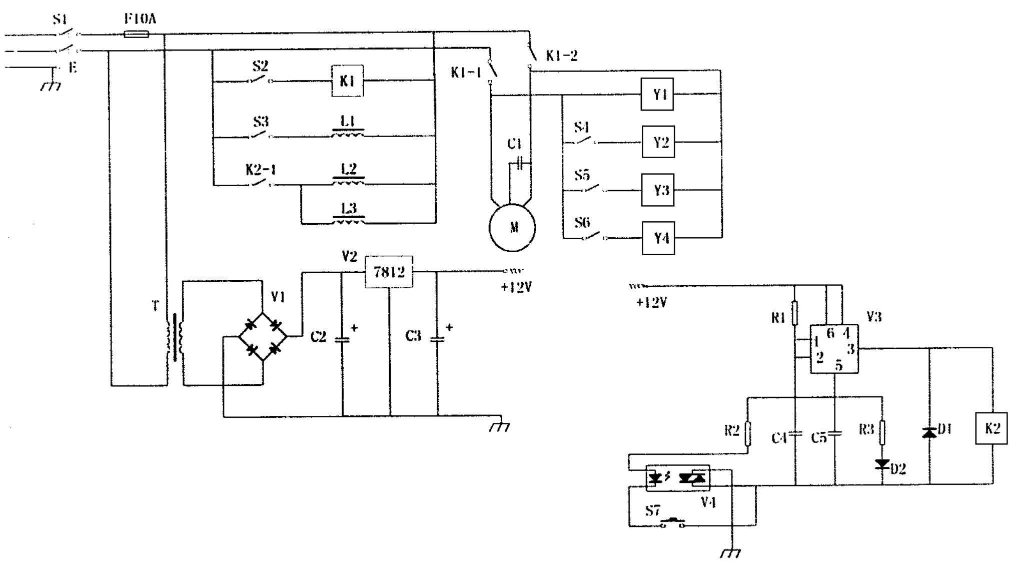


图 1－22　控制电路

2. 主要工作参数

①NX401 型高速涡轮牙钻机使用～220V、50Hz 电源。

②手机采用空气涡轮式双孔喷水雾冷却（国际通用型），手机输入气压在 0.21MPa 时，空载转速大于 300000r/min。

③三用喷枪可喷气、水、雾。

④空气压缩机为叶片式，气压在 0.4MPa 时，排气量不少于 32L/min。

3. 手机（车头）

手机外型如图 1－23 所示。由图示可知：手机的尾部有进气口、水雾管和排气口，进气口与水雾管分别与气管和水管相联接。在手机前端有一圆柱体，在圆柱体内装有上下轴泵，轴承盖，涡轮，上下卡芯，夹簧和钻针等零件。当压缩空气通过橡胶软管进入车头，推动涡轮旋转，涡轮再带动钻针高速旋转。在压缩空气压力为 0.25MPa 时，其转速可达 400000r/min。

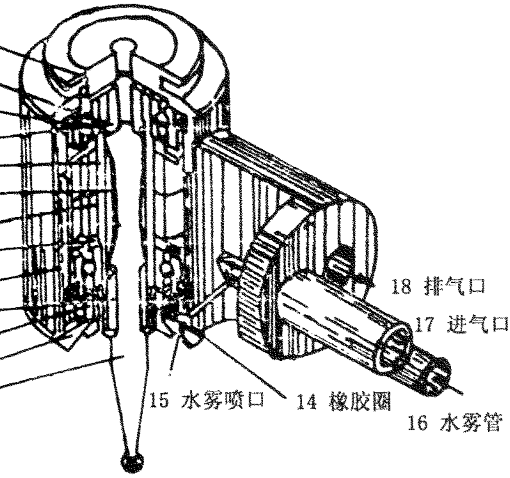


图 1－23　车头构造外形

工作废气由排气口排出。控制箱中压水器流出的水流和压缩空气分别通过橡胶软管中的两个小塑料管在车头部混合成水雾，再进入水雾管，由机头下部的两个水雾小孔喷射在钻针上，对钻针进行冷却。

第五节　牙科综合治疗机

牙科综合治疗机是一种常用的治疗设备，有简易型和联体型两种形式。综合治疗机是口腔科治疗时使用的基础设备，是不可缺少的。根据口腔科工作需要在综合治疗机上配有各种适用的设备，如冷光手术灯、三用喷枪、器械盘、观片灯、风扇、低速牙钻、高速涡轮牙钻等。使用时可根据需要任意选用。我国生产牙科综合治疗机（台）的厂家很多，如北京手术器械厂，天津 3529 厂，上海医疗器械厂，西北医疗器械厂和西南医疗器械厂，其产品都有各自的特点。常用的牙科综合治疗机有北京手术器械厂生产的 XN6131 型牙科综合治疗机和上海医疗器械厂生产的 CS22

型牙科移动式综合治疗机。

XN6131 型牙科综合治疗机的构造如图 1－24 所示。从图示知：XN6131 型牙科综合治疗机由主机、治疗用手机、水气路系统、控制电路、辅助设备、牙科椅等六部分组成。

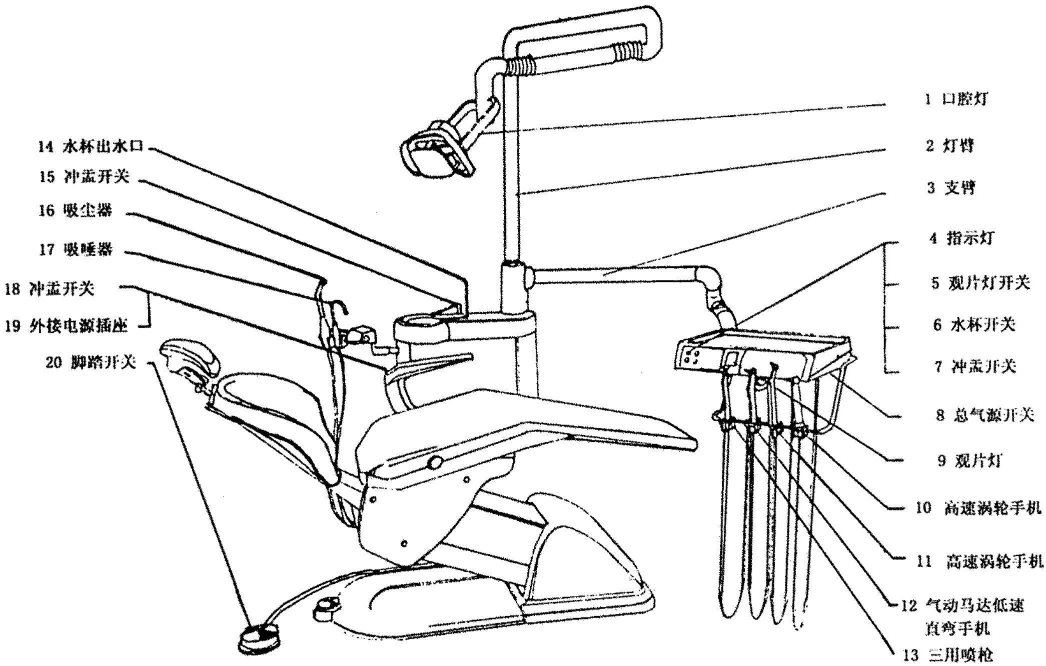


图 1－24　XN6131 型牙科综合治疗机

一、主　机

主机由固定在牙科椅扶手附近的立柱，痰盂和器械盘构成。在立柱上部固定有冷光手术灯，在立柱的中部，即牙科椅扶手附近设有痰盂一个，并在立柱中部伸出一臂，在臂上设有器械盘一个，操作台一个。在操作台的面板上装有操纵机器按钮及控制开关，并在操纵台表面装有器械盘。在控制面板处设有带压合开关的三用喷枪、低速直弯手机、高速涡轮手机固定穴，在控制面板上装有观片灯。XN6131 型牙科综合治疗机结构先进，布局合理，性能较可靠，便于操作，可完成口腔科综合性治疗手术。

1. 三用喷枪

无论哪种型号的治疗台都装有三用喷枪，外形如图 1－25 所示。三用喷枪的作用是喷水、喷气和喷雾的治疗用器械。枪身内的气和水均是冷的，不宜直接入口，不宜直接喷向牙齿部位。常在喷射过程中对气、水加温；所以又可称为六用喷枪。

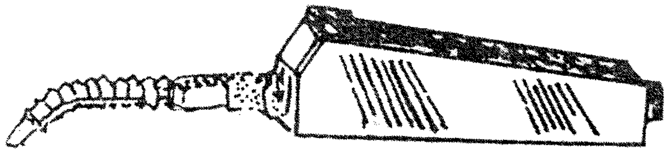


图 1－25　三用喷枪外形图

三用喷枪主要由气路、水路、电路、阀、按钮加热开关、喷管等组成，如图 1－26 所示。气体进入枪身后，流经气阀，气阀由按钮 A 键控制。按下 A 键时，气体流入加热管内孔，被加热的气体从加热管中流出，进入气体喷管，从枪前端喷出。

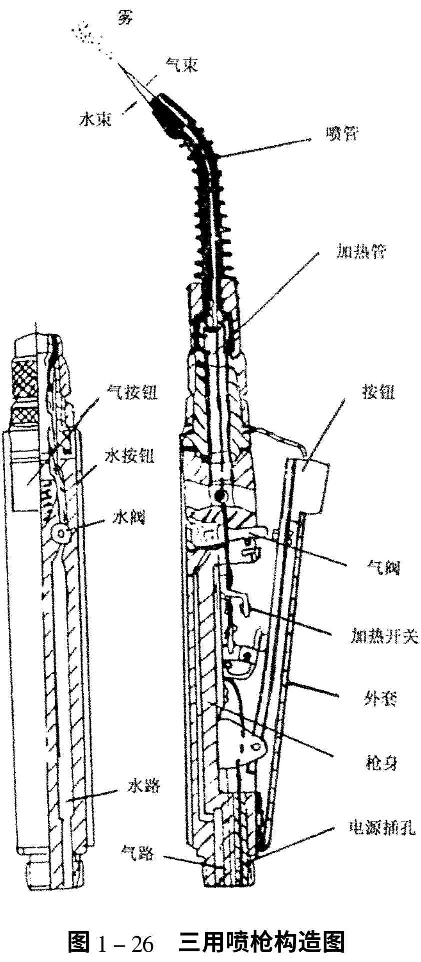


图 1－26　三用喷枪构造图

水流入枪身后，流经水阀，水阀由按钮 B 键控制。按下 B 键时，水流入加热管内孔，被加热的水从加热管中流出，进入喷管从枪前端喷出。

需要喷雾时将 A 键与 B 键同时按下，气体和水流同时进入各自的喷管，在混合

喷出时，气体将水流雾化，从枪前端喷出水雾。

三用喷枪加热电源电压很低，属安全电压。按下 A 键或 B 键时电源开关将接通，气水被加热喷出。注意无气水时使用加热开关极容易烧断加热丝。

2. 口腔手术灯

口腔治疗中需要有适度的照明，以提高工作效率，减轻医生的眼疲劳。口腔手术灯是一种光斑无影，热度小，没有灼热感的特殊照明灯。

（1）光线要求

对口腔手术灯的要求是：医生能看清细小的物体，而医生没有炫耀感，照度范围在 $1 \sim 13 \times 10^4$ lux（勒克斯），局部照明与室内照明不能相差太大，一般相差在 10 倍左右，否则医生会感到不适。

（2）光色温

照明光线要有较好的颜色，防止医生视觉疲劳，正确反应病人的脸色，有利假牙的配色，一般光色温为 4000 ~ 60000K。

（3）光线温度

灯光聚焦后热度不高，病人没有灼热感。

（4）照射野

光线照射野（光斑）能集中，医生能看清手术部位，光斑上下宽为 6 ~ 10cm，左右长为 14 ~ 16cm，光斑外散射光少。

（5）无影

口腔手术时，减少因操作时器械造成的阴影，手术灯活动范围能满足医生要求，照明距离一般为 80 ~ 100cm，在病人仰卧体位时，照射距离为 65cm。

无影就是由若干数目的发光点组成的光源。在抛物面的反光器上沿切线方向制作成若于小平面。当位于抛物面中心的灯亮时，光线照射到小平面上形成若干个小光源，它们同时都照射到工作面上，其中的一些平面被操作者遮挡时，其余的小平面上光源仍把光线照射到工作面上，亮度虽有下降，但不至看不清手术细节。

（6）矩形光斑

矩形光斑用两种方法获得，一是光阑法，二是展开法。光阑法是在光反射器前设置横条光阑板，将反射光线遮去一部分，使被照处形成近似矩形的光斑，上下部散光可完全消除。展开法是利用反射曲面将光线聚成方形光斑，再由灯面玻璃将方形展开成矩形光斑。这种方法得到的矩形光斑利用率高。

（7）冷光

冷光手术灯的光源常以 24V、150W 石英卤素灯泡来充当。其好处是体积小，灯丝集中，接近理想焦点。灯泡发出的光，含有红光和红外光，它是产生光线热度的根本原因，为避免光聚焦产生过热，常用滤光片进行滤除，结果亮度损耗很大，光色也不理想。近年来冷光膜反射新技术被普遍采用，取得非常理想的效果，其原理如图 1 – 27 所示。聚光用反射器以透明玻璃制成，反射面上镀有反光层，即氟化镁

和硫化锌交替涂复 15～20 层，镀层能使红光及红外光透过，白光被反射聚光。灯面玻璃上也镀有这种镀膜，只是反射红光和红外光，透过白光，使热光进一步被滤除。这样便可得到温升 $< 5℃$ 的光斑。

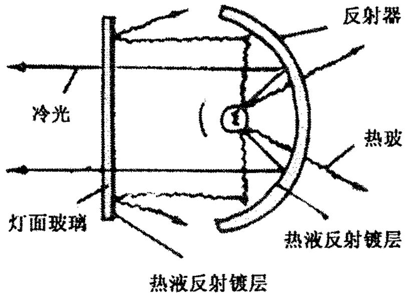


图 1－27 冷光原理

二、水气路系统

水气路系统由水路供给和污水回流及压缩空气的供给两部分组成，流程如图 1－28 所示。水路中供水由水箱和自来水管两种供水方法。供气由空气压缩机提供气源。

1．水路

（1）水箱回路

由水箱上部输水管进入三用喷枪，在入三用喷枪之前有一路经气控调节阀分成三路，每一路都经气控调节阀，再经水过滤器，供给高速涡轮手机和气马达手机。

（2）水回路

水的第二个回路是由自来水管经地箱后，经开关，气控阀门，水过滤器，电磁阀，压力表，从右边的输水管向上，再折向右，分成两路，一路经过滤器、气控阀门，供漱口水杯；另一路向上经气控阀门，再分成两路，一路供痰盂使用；另一路再经一压杆式气阀后向下，再折向左，再经气控阀，与吸唾头的回污水、痰盂和漱口水杯的回水一起进入过滤器、经下水管排出：吸尘头吸入废水，经过滤器进入排水管排出。

2．气路

由图 1－28 知：气体回路是空压机将压缩空气送入地箱，由地箱上来经开关后分成两路，分别供给压水器和水源气控阀门。

气源输出后的第二路经开关后向左经气阀，过滤器、调节阀、压力表，再分成两路。一路向上，经气控阀进入吸唾器和吸尘器，再经气控阀排出。向右二路分支经电磁阀，进入漱口水杯和痰盂的气控阀门；向左分支，经调压阀，进入水箱，增加水箱上部压力，使水从输水管排出。未分支向左的气体继续向上向右，在 1 点处

分成四路。左边一路供三用喷枪，另三路分别经调节阀后供给高速涡轮手机、气马达手机的气控阀门。从凋压阀出米的气体，还有向下的一路（在左下角部分），经一个气控阀与大气相通。

高速涡轮手机、气马达手机的气流是由左下角气源经调节阀后，向右经电磁阀后输给三用喷枪气控阀分支路后，再分别经过气控阀门，依次供给气马达手机、高速涡轮手机（2 个）。

水气供给的方法与 XN6132 型牙科综合治疗机基本相同，都是采用开关、电磁阀、手控气动调节阀来控制的。水有废水回路，气路没有废气回路，废气直接排入大气。

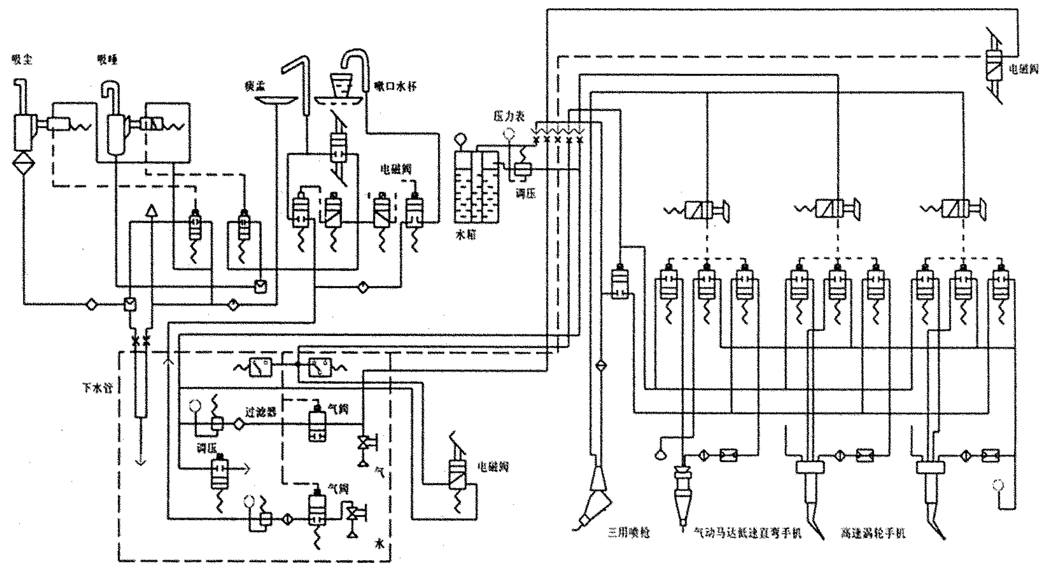


图 1－28　XN6131 型牙科综合治疗机水气路流程

三、控制电路

XN6131 型牙科综合治疗机的控制电路如图 1－29 所示。控制电路使用～220V 电源，分别供牙科椅和治疗台。在治疗台的控制电路中有气电继电器 2 个（K1、K2）、变压器 1 个，提供～24V、～16V、～10V、～220V 四种电源。变压器 T 向逻辑控制电路板 CZX 提供 4 种交流电压，S1、S2、S3，3 个触摸开关分别控制水杯开关、冲盂开关、观片灯开关，通过逻辑控制电路板，分别控制电磁阀接通水路，观片灯成通路；CZX 电路板通过电缆 J3、J5 与逻辑电路板 GKG 相接，口腔手术灯 L3 的亮度由电位器 RW 来调节，供电由受控开关 K3 控制：指示灯的供电由电路板 GKG 外接电缆 J6 提供。

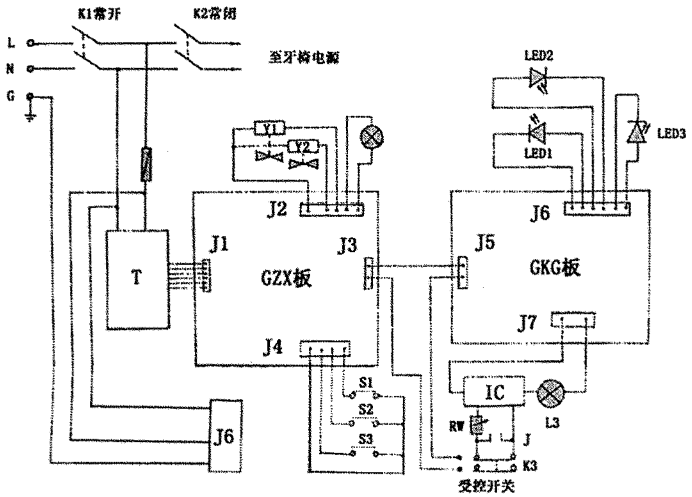


图 1－29　XN6132 型牙科综合治疗机控制电路

四、性能参数与使用方法

1. 性能参数

①电源～220V±10V。

②输入功率：1kW。

③熔断器：2A。

④高速涡轮手机：采用空气涡轮结构，转速＞300000r/min，使用气压为 0.2～0.25Mpa。

⑤气动马达低速直弯手机，气压为 0.25MPa 时，转速为 14000r/min。

⑥三用喷枪可喷水、气、雾。

⑦口腔手术灯：照度为 8000～20000lux，焦矩为 800mm，电压为 24V，功率为 75W。

⑧吸唾器真空度＞27kPa，抽水速率＞400ml/min。

⑨器械盘升降范围：300mm。

⑩空气压缩机排量为 70L/min，功率为 550W。

2. 使用方法

先打开电源令空压机工作，调整器械盘高度及位置，打开口腔灯，待空压机停止工作后，打开总电源开关，选择使用手机，踩下脚踏开关，手机旋转，打开冷却水即可工作。三用喷枪上左边按钮出气，右边按钮出水，同时按下左右按钮出水雾。

冲盂出水只需按动器械盘上的触摸开关，延时后可冲水。

水杯出水可设定时间，按动器械盘上触摸开关，延时后出水，流到定时即自动关闭。

吸唾器的负压由水流通过水负压器产生，使用时从架上取下，即可用吸唾头吸出病人口中唾液。吸尘器的使用方法与吸唾器相同，但吸尘器不能与手机同时使用。

第六节　CS22 型移动式牙科治疗机

CS22 型移动式牙科治疗机是上海医疗器械厂生产的口腔科设备，其主要优点是灵活，可单机使用，又可多机或与其他设备组合使用，其构造如图 1－30 所示。

CS22 型移动式牙科治疗机是一种简单的治疗机，是专为钻牙、补牙、磨牙等治疗而设计的。它由机体、水气系统、控制电路等部分组成，有喷水、气、雾、钻、磨等功能，安装时需提供气、水、电条件，否则不能使用。本机未设器械盘、牙科椅、漱口水、流水痰盂、吸唾器、手术灯等装置。所以本机多与其他设备配合使用。

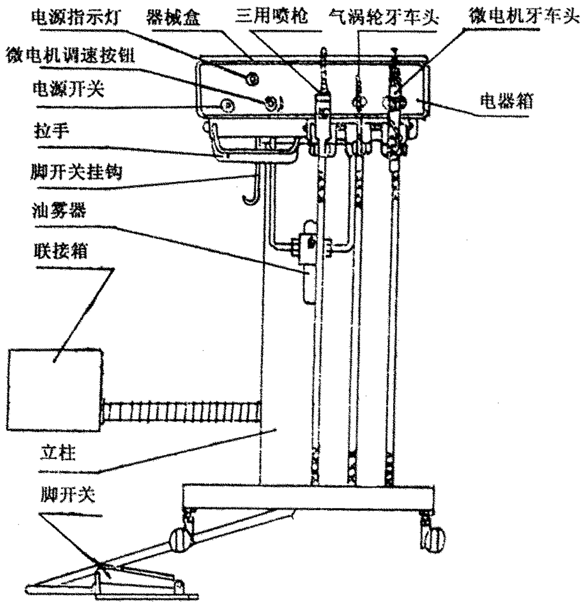


图 1－30　CS22 移动式牙科治疗机

一、机　体

CS22 型移动式牙科治疗机由立柱（支架），电器箱、联接箱、脚踏开关、三用喷枪、微电机牙钻、直车头和弯车头、机座及四个脚轮等组成。

二、水气系统

任何一种牙科治疗机都有水、气路系统，用于冷却手机，或作为手机的动力。CS22 型移动式牙科治疗机水气路系统都有各自的回路系统。

1. 水路系统

CS22 型移动式牙科治疗机的水路系统如图 1－31 所示。从图示知：CS22 型移动式牙科治疗机的水源是自来水，主要用于喷枪和微电机牙钻的冷却。对水的流量及水压都有一定的要求，并要求水源清洁，装有过滤装置，应使用软化水。自来水通过导水管流经总阀后进入过滤器，经过滤的水进入减压阀，水压降至 0.15～0.25MPa 后，进入四通阀，分成三路：一路流入三用喷枪接头，供三用喷枪使用。第二路流入电磁阀 DV2，供气涡轮牙钻使用，电磁阀接通，水进入气涡轮牙钻头部。第三路流入电磁阀 DV1，供微电机牙钻使用，电磁阀接通，水进入微电机牙钻车头，从车头端部小孔喷出。联接箱上的水阀是总水阀，可通过该阀调节水的流量。水过滤器应该及时清洗或更换。

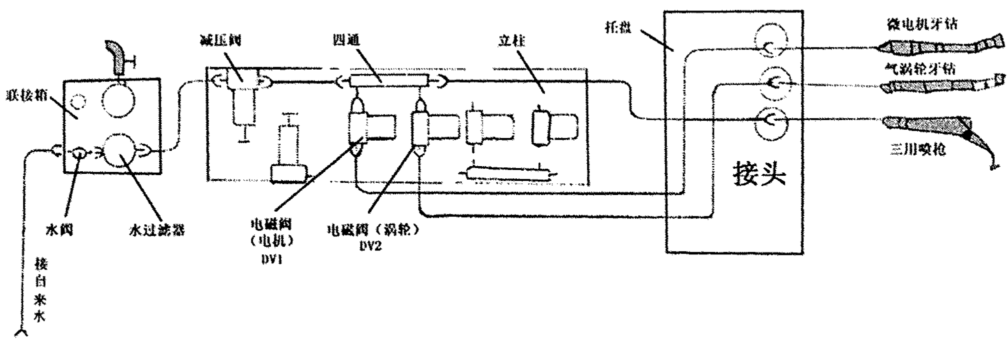


图 1－31　CS22 型移动式牙科治疗机的水路系统

2. 气路系统

CS22 型移动式牙科治疗机的气路系统如图 1－32 所示。气源是空气压缩机或气瓶。在气路中装有气动自动保护装置，防止突然断气造成故障。

气源输出压力为 0.3～0.45MPa，流量＞40L/min。气源提供的压缩空气通过导气管接于联接箱，再进入过滤器，滤去杂质和水分进入减压阀，压力降为 0.3MPa，

并维持平衡流入 4 通阀分成三路。

一路流入三通，再分成二路。分别流入气体压力开关 KP1 压力正常时（> 0.18MPa），开关被打开，整机电路正常工作。另一支路气体进入三用喷枪，供喷枪使用。

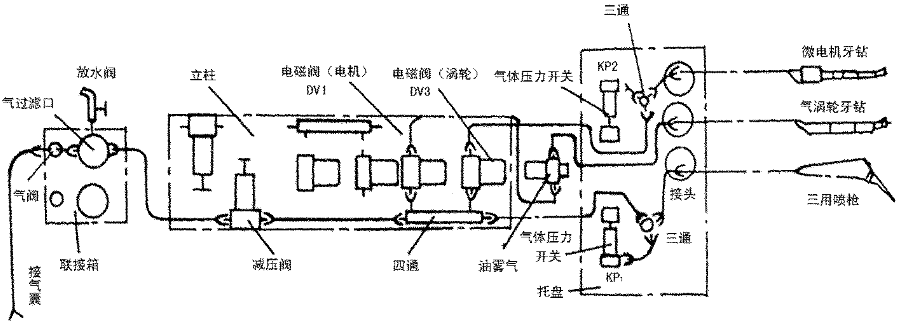


图 1－32　CS22 型移动式牙科治疗机的气路系统

第二路气体流入电磁阀 DV3，阀打开时气体进入油雾器，带油雾气体进入气涡轮，带动气涡轮牙钻高速旋转，同时也供高速轴承润滑使用，工作后的余气从涡轮的尾部排出。

第三路气体流入电磁阀 DV4，阀打开时压缩空气进入三通，又分成两个支路，一路进入气体压力开关 KP2，若压力 > 0.18MPa 时，开关被顶开，微电机电路进入工作状态，微电机牙钻旋转。另一支路空气进入微电机用于冷却，余气从排气孔排出。联接箱上的气阀为总气阀，注意正确使用，根据需要进行开关。

三、控制电路

控制电路由整流电路、控制分电路和自动保护电路三部分组成，其工作过程如图 1－33 所示。自动选择搁架上放着三用喷枪、气涡轮牙钻、微电机牙钻。取下任何一种牙钻或三用喷枪，踩下脚开关后，其继电器闭合。打开水气开关，水气作用到三用喷枪或牙钻。电源经变压器和整流后，分别作用于水气开关和继电器。电源直接供自动保护装置，自动保护控制着电机的旋转。

1. 整流电路

交流 220V、50Hz 的电源进入本机后，经变压器换成低压安全电压，供给三用喷枪加热及信号灯；一部分经整流电路转换成低压直流电源加给继电器、电磁阀及牙钻电机，如图 1－34 所示。

2. 控制分电路

本机通过脚踏开关及自动选择搁架控制电器元件及电磁阀，控制分电路如图 1－35 所示。图示为治疗机处于静态时的电路。工作时有可能选用三用喷枪、气涡轮牙钻或微电机牙钻中的任何一种。其控制情况是：

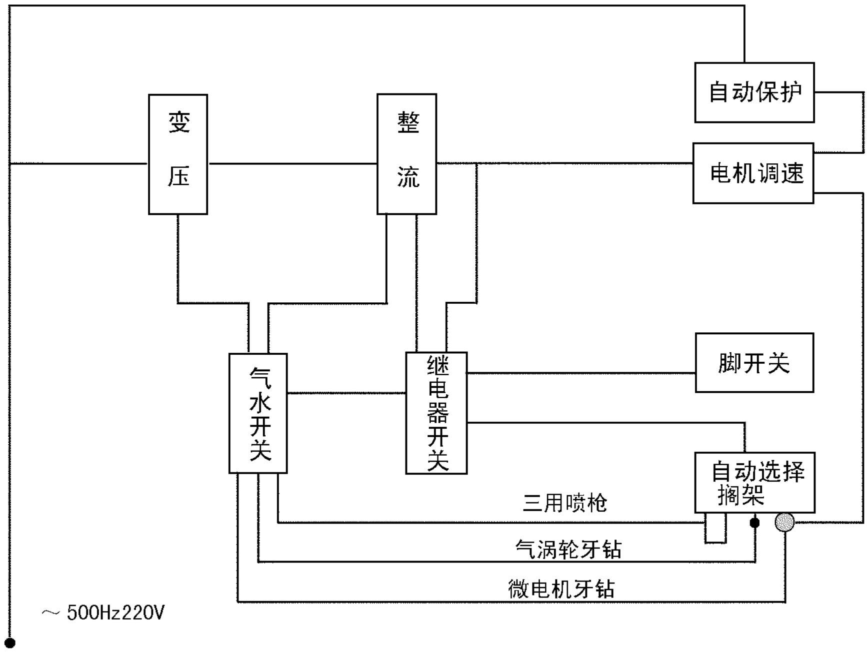


图 1－33　CS22 **型移动式牙科治疗机控制电路工作过程**

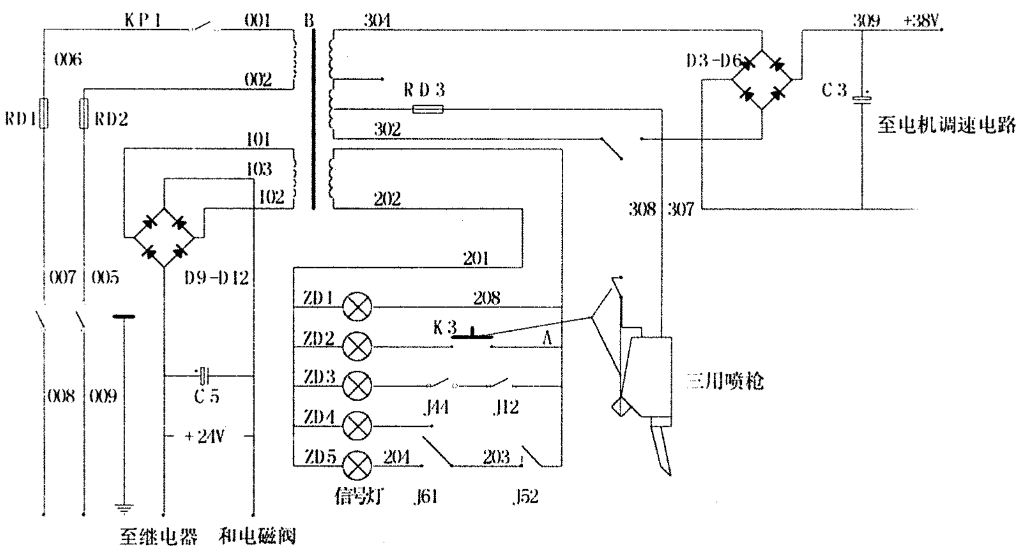


图 1－34　CS22 **型移动式牙科治疗机供电原理图**

①**使用三用喷枪时，首先将枪从自动选择搁架** A **穴中提出，**A **穴中的开关即外弹，继电器** J1～J6 **电源被切断，气涡轮牙钻和微电机牙钻无法使用，而导线** 202 **与** 208 **接通，二用喷枪信号灯（**ZD2**）亮（可参看图** 1－34**）。用毕枪身放回** A **穴，信号灯就熄灭。**

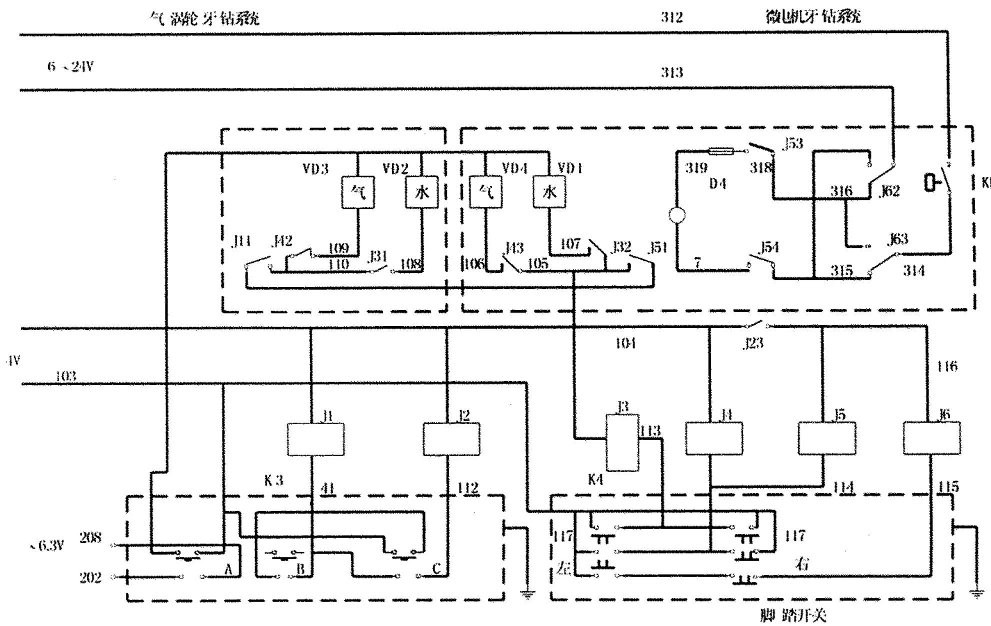


图 1－35　CS22 型移动式牙科治疗机控制分电路

②使用气涡轮牙钻时，先将牙钻从自动选择搁架上 B 穴中提出，其开关外弹，继电器 J2 电路断开，而 J1 导通，J11 导通，气涡轮牙钻处于待工作状态。此时若踩下脚踏开关 K4 的任何一侧，J4 就得电，J42 导通，气电磁阀（DV3）打开，气体进入气涡轮牙钻，牙钻高速旋转。若重踏脚开关任何一侧时，J3 将同时得电，J31 导通。水电磁阀（DV2）打开，冷水进入气涡轮牙钻，从端部喷出。用毕后将牙钻放回 B 穴，J1 失电。无论再如何踩脚踏开关牙钻都不会工作，也不会喷水。

③使用微电机牙钻机时，先将牙钻从自动选择搁架 C 穴中提出，其开关外弹，继电器 J1 不能得电，而 J2 将得电导通，J23 导通。微电机牙钻处于待工作状态，踩下脚踏开关左侧，轻踏时导线 117 和导线 115 间失去导通条件，继电器 J6 不可能得电，J4、J5 吸合导通，J51、J53、J54、J43 导通，气电磁阀（DV4）打开，气体进入微电机牙钻和气保护开关 KP2、KP2 导通，微电机牙钻旋转。如重踏脚开关时，J3 得电，J32 导通，水电磁阀（DV1）打开，水将流向牙钻，再从端部喷出。当踏动脚踏开关右侧时，J6 得电，J62、J63 将电压极性反向，微电机将倒转，其余情况与踏动左侧踏板时相同。

3. 微电机调速电路

微电机空载时转速范围是 4000 ~ 40000r/min，装上车头后转速是 4000 ~ 30000r/min，转速的变化通过调节输出电压的高低来实现。因此，调速电路实际上是一个宽范围的可调节输出电压的稳压电路。其电路由取样电路、差动比较电路、多谐振荡

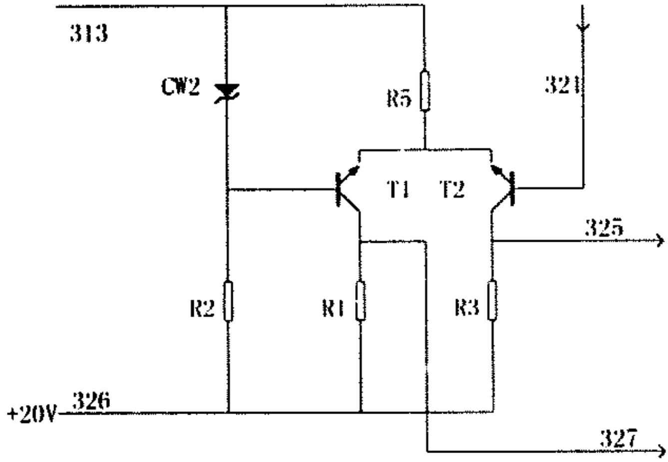


图 1－36　CS22 型移动式牙科治疗机调速电路原理图

电路、推动电路几部分组成的，如图 1－36 所示。

（1）取样电路

由电阻 R20、R21 和电位器 W 串联后跨接于输出电压两端，触点 321 在电位器上移动，其电位是变化的。输出端负载的变化，引起输出电压的变化，这一变化也会引起 321 处的电位变化，321 电位的变化，传递给比较电路的晶体管 T2 的基极，经其余各级电路的作用，实现输出电压的调节和稳定。其特征是：321 电位高，输出电压低，321 电位低，输出电位高。

（2）比较电路

比较电路如图 1－37 所示。这一电路又称差动放大电路。晶体管 T1、T2 是二只相同的 NPN 型晶体管，集电极有两个相同的电阻 R1、R3，发射极电阻 R5 是共用的。集电极、发射极回路的电源是＋20V（由图 1－36 中的 R4，CW1 稳压电路提供）也是相同的，所不同的是基极电位。T1 基极的电位由 R2、CW2 固定为 6V，T2 基极的电位由取样电路得来的变化电压。

若 321 电压增高，T2 基极电流 Ib2 增加，引起集电极电流 IC2 的增加，集电极电位 UC2 下降，325 输出电压下降。由于 IC2 的增加，电位增高，e1 电位同 e2，Ib1 就下降，IC1 亦下降，UC1 电位增高，327 输出电压上升。反之 325 输出增高，327 输出下降。325 和 327 输出的讯号传递给下一级多谐振荡电路。

（3）多谐振荡电路

多谐振荡电路如图 1－38 所示。电路中 T3、T6 是直流控制的多谐振荡器，振荡频率不超过 10kHz，T4、T5 是振荡器的差分管，T3 集电极输出的是矩形负脉冲，其脉冲宽度随 325 和 327 的电压变化而变化，当 325 电压上升，327 电压下降时，T3 集电极输出的负脉冲宽度增大，反之则减小。

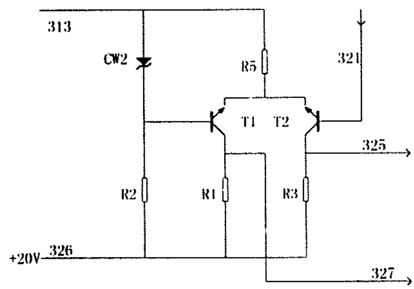


图 1－37　**比较电路**

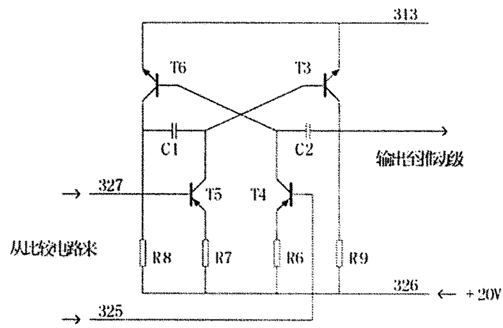


图 1－38　**多谐振荡电路**

T7、T8 **二只晶体管组成推动放大电路，**T11、T12 **组成复合调整管，如图** 1－39 **所示。由上级多谐振荡器** T3 **集电极来的负脉冲信号经** R10 **输入** T7 **管的基极，放入后在集电极形成止脉冲信号，再经** R12 **传入** T8 **管的基极，放大后在集电极形成负脉冲信号。这一信号经** R13 **传入** T11、T12 **复合调整管的基极，调整管处于开关状态。当脉冲的宽度大时输出增大，窄时，输出减小。微电机电压的大小及稳定就是通过脉冲宽度的变化实现的。**

（4**）储能电路**

T11、T12 **复合调整管的工作状态是开关型的。**T12 **集电极输出的电压波形是矩形的脉冲波，而负载（微型电动机）需要的是直流电。因此，从** T12 **集电极输出的矩形脉冲波需经储能电路变成为比较平滑的直流电。**

该电路由电感（扼流器）L**、电容** C4 **和二极管** D8 **组成，如图** 1－40 **所示。**T12 **输出的矩形脉冲波由** 311 **线流入电感** L**，电感是储能元件，电流不能突变。当** 311 **处于正脉冲时，**312 **处电流由小到大，随电流的增大，**C4 **充电，**C4 **亦是储能元件，电压不能突变。随充电过程** C4 **正极的电压慢慢上升，因此脉冲被拉平。当** 311 **处于截止时，因电感的电流不能突变，电容的电压亦不能突变，所以仍有心流和电压施于负载，电流从** 312 **流入负载，再由负载通过** D8 **形成电流回路（**T11、T12 **截止，不**

能形成回路），当储能元件释放电能尚未结束时，T11、T12 又导通，正脉冲又进入电路。由于 L、C4、D8 的作用，虽然调整管（T11、T12）是处在开关状态，但输出电压却接近直流，波纹很小。

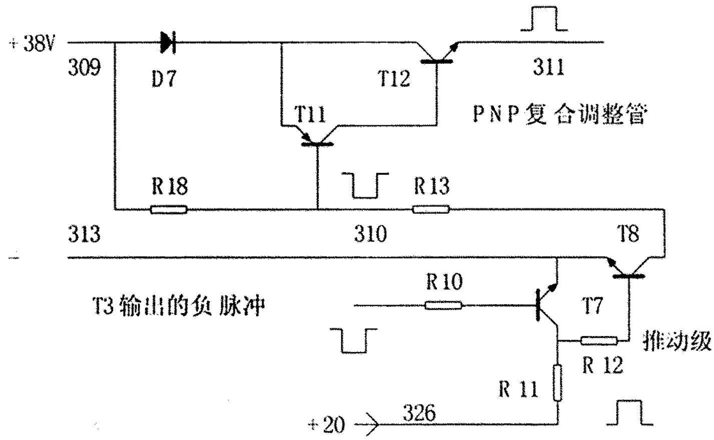


图 1－39　复合调整管电路

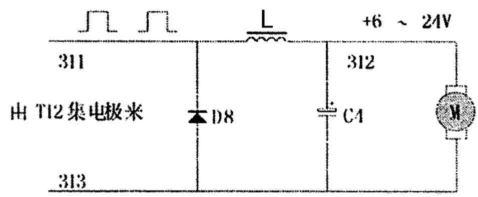


图 1－40　储能电路

4. 自动保护电路

CS22 型移动式牙钻治疗机的运转除了有电力供应外，还必须有一定压力和流量的压缩空气流入机内。运转过程中三用喷枪，气涡轮牙钻，微电机牙钻等均不能断气。因此在电路设计时，就加入了气体压力保护，这样就可避免因断气而产生的各种事故。

微电机牙钻是低压大电流电器，使用过程中因钻牙和磨牙用力过度而造成过载或堵转，这种现象会使电机产生高热，轻则电机磁钢退磁，重则烧毁电机，为防止电机发热等不良故障，在电路设计中就加入了过载保护电路。

（1）气体压力保护电路

气体压力保护是通过气体压力开关串入电路来实现的。当供气压力大于 0.18MPa 时开关开启，电路接通，低于 0.1MPa 时，开关关闭，电路断开。压力开关共有二只，一只串入电源变压器的初级回路，如图 1－41a 所示。当供气压力不正常时，切断全机电源，使机器无法使用。另一只压力开关串入微电机回路。如图 1－

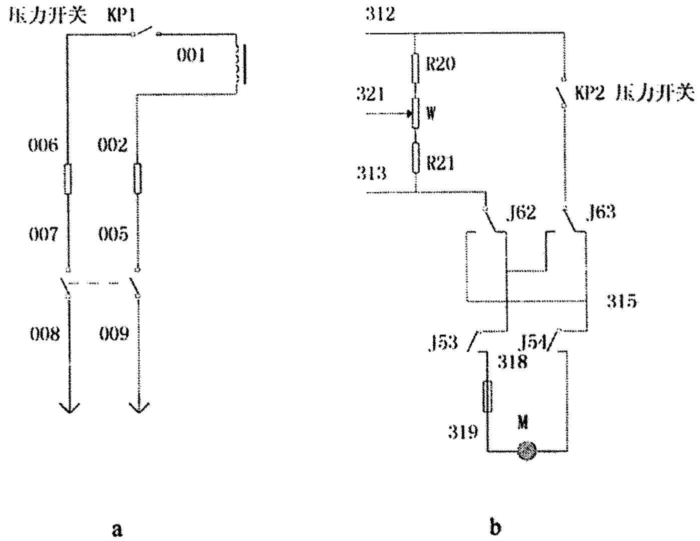


图 1－41　气体压力保护电路

41b 所示。供气正常时，KP2 导通，电机运转。一旦微电机气体冷却管路破裂或阻塞，气体压力下降，KP2 断开，微电机停止运转，实现保护。

（2）微电机牙钻过载保护电路

微电机牙钻的过载保护电路如图 1－42 所示。过载保护电路由电阻 R17，三极管 T9、T10、可控硅 CT 等组成。

微电机电源的主回路是由 38V 直流电流经 D7、T11、T12 组成的复合调整管，经电感 L、电动机及电阻 R17 而形成回路。过载保护电路的电流是微电机的工作电流（1D），方向如图示。1D 流经电阻 R17，在电阻两端形成电压为 ER，电压值为 1D ×R17，极性为右＋左－。

微电机工作电压由多谐振荡器的讯号经 T7、T8 放大后推动 T11、T12 复合调整管后维持稳定和调节高低的，一旦讯号断开或旁路，调整管关闭，电动机就得不到工作电压而停止转动。

微电机平时运转电流不超过 2.5A，当过载超过 2.5A 时，ID×R17 就超过 1.2V。这个电压可使 T9、D2 导通，导通后 T9 的集电极就成低电位，D1、T10 就截止，T10 集电极就成高电位，这个电位击穿稳压二极管 CW3，经 R15 而流入可控硅 CT 的控制极，可控硅就导通，T7 集电极输出的讯号被旁路，T8 就没有讯号输出，于是 T11、T12 截止，电机得不到输出电压而马上停转，电机得到了保护。故障消除后，电机又可重新起动工作。可控硅回路中串入一个时间继电器触点 JS，电机刚启动时，启动电流较大，容易造成误触发。因此，启动时 JS 不导通，可控硅回路不起作用，待启动 1.5s 左右后，时间继电器才吸引，JS 闭合，保护电路才起作用。

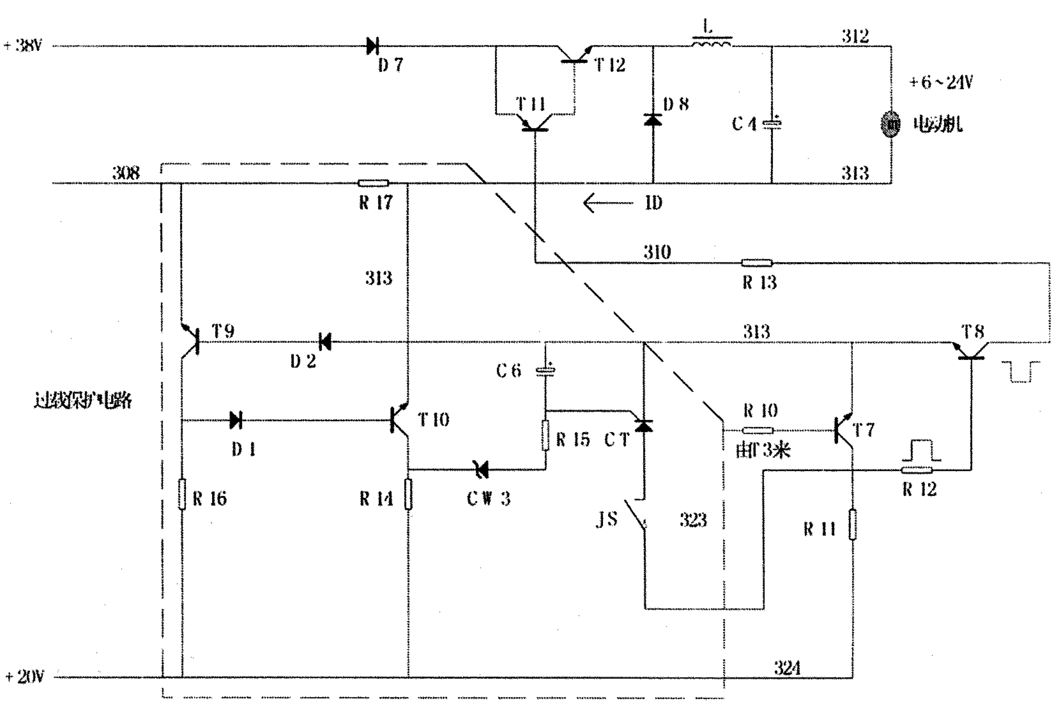


图 1－42　过载保护电路

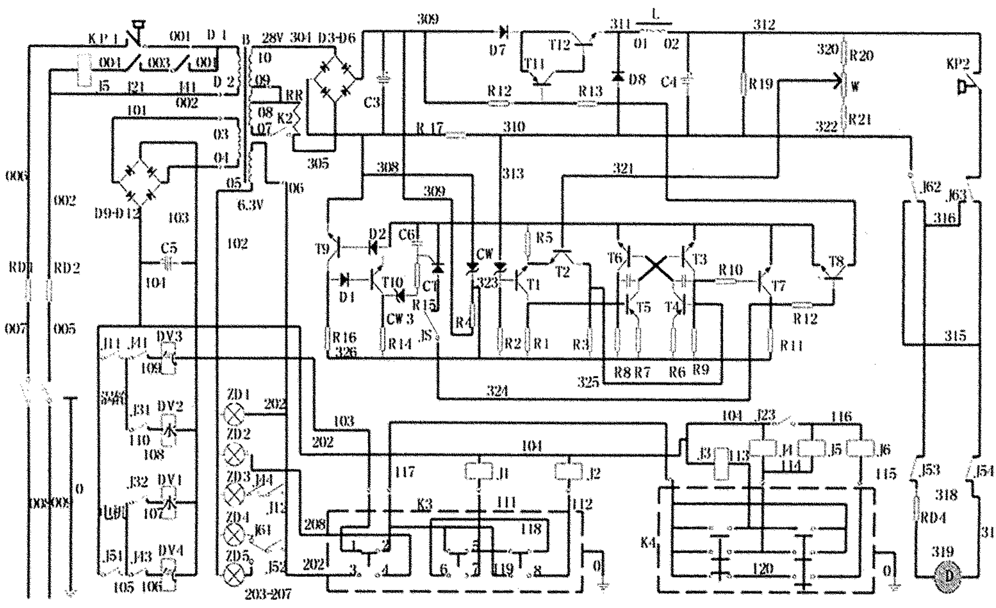


图 1－43　CS22 型移动式牙科治疗机总电路图

5. 总电路

CS22 型移动式牙科治疗机总电路如图 1－43 所示。CS22 型移动式牙科治疗机总电路由变压器及整流电路、控制分电路、电机调速电路、自动保护电路等构成。电路示出了牙钻机的工作过程及各零部件的作用与相互关系。

第七节　牙科机的使用、维护与故障维修

牙科机是口腔科的重要设备，正确使用，经常维护牙科机不但能延长设备的使用期限，还能增加经济效益。适时维修能使机器始终处于良好状态，给工作带来较大的方便，以保证工作的正常开展。

一、使用与维护

牙科综合治疗机应严格按操作规程使用，使用后应及时进行维护保养。维护保养的方法和内容是：

①每天操作后，先关掉地箱上的气，水开关旋钮（竖向为关的位置），用吸尘器和吸唾器放掉气、水压，再关掉地箱上的电源开关，这是非常重要的。

②用柔软并略带湿潮的布擦净潮湿部件，擦用汽车腊可延长喷漆部件的寿命。

③使用观片灯时应尽量减少开启次数。

④使用口腔灯应尽量少使用亮挡。

⑤吸尘过滤器应视使用情况进行清洗。

⑥用户设置的沉淀坑应定期清理，以防回水不畅。

⑦高速手机、气动马达及低速直、弯手机使用前应清洁和润滑，而且最好安排在早晨用清洗润滑剂进行清洗和润滑，具体维护和保养视需要随时进行。

二、故障与维修

口腔设备种类很多，功能各异，故障及维修方法也各不相同。高速涡轮牙钻机己被广泛的使用，了解高速涡轮牙钻机的故障与维修，具有非常重要的意义。

（一）故障的判断方法

口腔科设备故障的判断方法与其他类型的医疗仪器故障的判断方法基本相同。经常使用的方法有局部隔离法、功能检查法和参数测量法。

1. 局部隔离法

口腔科设备由牙科椅、三用喷枪、高低速手机、涡轮牙钻机、吸唾器、吸尘

器、控制电路、无影灯等部分组成。每部分都是一个相对独立的单元，这些单元是组成口腔设备的局部。在局部出现故障时可针对局部的故障现象查找故障原因，如高速涡轮牙钻机工作时效率差。效率差的原因有多种，一是涡轮工作压力低，检查空气压缩机工作情况利压缩空气管路情况；二是检查手机内部结构、零件是否磨损或错位；三是操作方法不规范。按照局部顺序逐步排除空气压力低，手机零件磨损或错位，操作用力过大，三种情况必居其一。

2. 功能检查法

功能检查法是根据整机功能和零部件功能对故障进行分析检查。如三用喷枪的功能是喷水、喷气、喷雾三功能，三用喷枪不喷水、喷气、喷雾，或喷出压力低时，则应根据其功能，检查水源、气源、水气输送管路及开关与调节阀是否正常，即可找到故障的部位和原因。

3. 参数测量法

在口腔设备中，使用频繁的设备足牙科椅、手机和三用喷枪，因此这三种设备出现故障时，可根据故障现象采取针对性强的检查措施。参数测量法是一种既简便又行之有效的方法。口腔手术灯亮度不够，首先应对其供电电压进行测量，电压参数正确了，再对其他参数进行测量或核对，根据测量值可判断故障所在。

（二）口腔设备常见故障

口腔设备常见故障可归纳为 8 类 26 种。

1. 牙科椅故障

①椅子不运动。

②上拉头托不灵。

③头托自锁性差。

④皮带轮尖叫声。

2. 高速牙钻车头故障

①有异常噪音。

②转速低，力量小。

③车针松动或飞针。

④不出水雾。

⑤水不成雾。

⑥回气孔漏水。

3. 低速牙钻车头故障

①噪音过大。

②卡住不转。

③直、弯手机发热。

4. 三用喷枪故障

①不出水。

②不出气。

③漏水、漏气、封不住。

5. 气水路系统故障

①气水路断路。

②水流量小。

③气压调不上去。

④电磁阀有噪音或关闭状态仍有气水通过。

6. 吸唾器故障

负压低，吸唾无力。

7. 吸尘器故障

负压低，吸尘无力。

8. 电气部分故障

①椅子不动。

②高速不转。

③低速不转。

④低速调速失灵。

⑤电扇不转。

⑥冷光灯不亮。

（三）高速涡轮牙钻机的故障与维修

高速涡轮牙钻机的故障有多种类型，产生故障的原因大多是零件的质量问题，维修时经常采用更换、清洗、制作、修理等方法。

1. 钻针故障

（1）钻针不动

产生原因：

①压力低。

②车头后盖太紧。

③轴承油泥、污物太多。

排除办法：调节压力部分或后盖，清洗轴承。

（2）无切削力

产生原因：

①使用时间过长，夹不住钻针。

②轴承损坏或使用时间过长引起转速下降。

③压力太低，胶管、手机有气体泄漏。

④轴承胶圈磨损，径向摆动大或内部污物、油泥太多。

⑤胶管气路堵塞或车头后盖太紧。

⑥切削时用力太大，使转速严重降低。

⑦钻针打滑没插放到底或钻针轴向（径向）窜动过大。

⑧芯轴与顶盖摩擦。

⑨钻针冷却不足。

⑩钻针本身过细或因磨损造成。

排除办法：更换零件，如钻针、卡芯、轴承、O 型胶圈、胶管、轴承、卡芯或风轮、芯轴或后盖：清洗故障部位后再加油：改进操作方法；修理故障部位。

（3）钻针径向摆动过大

产生原因：

①O 型胶圈磨损、有毛刺。

②芯轴弯曲。

③O 型胶圈外圈与机壳凹槽配合不当（间隙过大）。

④钻针外露过长。

⑤轴承已损坏。

排除办法：更换零件，如 O 型胶圈、芯轴，或手机外壳、顶紧钻针。

（4）钻针轴向窜动

产生原因：后盖松动、芯轴轴向尺寸小。

排除办法：上紧后盖、更换芯轴或钻针。

（5）夹不住钻针

产生原因：钻针过细、卡芯内部脏、三片簧磨损。

排除办法：清洗（用汽油）、更换芯轴。

（6）钻针装不上

产生原因：

①钻针太粗。

②卡芯内孔小。

③三片簧装配不好。

④芯轴内脏。

排除办法：换细钻针、开机轻锉内孔或换芯轴或清洗芯轴。

（7）钻针退不出来

产生原因：钻针太粗、卡芯内孔小、钻针变形（不直、不圆、有坑洞等）。

排除办法：卸下轴承、更换新芯轴。

2. 手机故障

（1）手机柄出水

产生原因：

①气水接头密封不严。

②水管破裂。
③软管接头开焊或没焊严。
④手机输水管漏水。
排除办法：检查修理接头，换软管或接头。
（2）手机微动开关不工作（提出手机电机不起动，放回不停机。）
产生原因：滑销活动不正常、微动开关坏、滑销磨损。
排除办法：修理微动开关，去滑销毛刺或更换滑销。
3. 脚踏开关故障
（1）脚踏开关工作时有噪音，松开噪音停止。
产生原因：电磁阀内动铁芯和静铁芯接触不良。
排除办法：清洗静铁芯、动铁芯。
（2）松开脚踏开关表针还原不快、放气缓慢。
产生原因：电磁阀弹簧的弹力下降。
排除办法：更换新弹簧。
（3）脚踏开关不工正作
产生原因：
①脚踏开关微动开关不工作。
②脚踏开关装配不合适。
③电磁阀不工作。
④断线。
排除办法：更换微动开关，检修调整弹簧片及螺钉。
4. 水系统故障
（1）喷水孔无水雾喷出
产生原因：
①调水阀关闭。
②水开关未打开。
③水电磁阀不动作（三型）。
④水管变形、堵塞。
⑤前后气水接头软管堵塞。
⑥手机机内输水管道堵塞。
⑦喷雾孔堵塞。
⑧调水钮未打开。
⑨压水器不进水或进水极慢。
排除办法：调整调水阀，打开水开关，检查线路或卸下电磁阀清洗，换新连接件。
换封水垫，疏通管路或换新接头，调整疏通喷雾孔、管路或换手机，打开调水钮。

（2）水雾大小失调或不能关

产生原因：水气管路接反、调水钮磨损、手机水气接头磨损。

排除办法：更换调水钮或水气管路。

（3）压水器故障（不上水或上水慢，压水器下水太快）

产生原因：

①压水器内气体排空受阻。

②活动塞打不开。

③水箱单向阀门没打开或打开极小。

④水箱单向阀弹簧锈死堵住水孔。

⑤压水器箱内输入气与输出水管串气。

⑥水箱水位太低。

⑦输水管水阻力大。

⑧单向阀活动塞下不去。

排除办法：检查水电磁阀是否堵塞，修理或更换活动塞，更换软管接头、水箱单
向阀、弹簧、压水器，疏通水管、提高水位。

（4）回水减压阀失调

产生原因：橡胶膜片破裂、小弹簧生锈、进出水口接反。

排除办法：更换 O 型胶圈、膜片弹簧，调换接法。

（5）分水滤气器自动放水失灵

产生原因：放水阀损坏。

排除办法：更换放水阀。

5. 油雾器故障

油雾器不滴油

产生原因：

①视油罩部位漏气。

②吸油管与阀体密封不严。

③调油钉短或磨损。

④油雾器至手机管气阻大。

⑤油位过低。

排除办法：更换视油罩、调油钉，清洗疏通管道，紧固吸油管。

6. 指示灯故障

指示灯亮，电机不起动

产生原因：

①手机微动开关不工作。

②脚闸微动开关不工作。

③继电器未工作。
④保险丝断。
⑤线路断线。
⑥接点不实。
⑦起动电容断线。
⑧电机已坏。
⑨电压低于 200V。
⑩电源故障。

排除办法：更换继电器、保险丝、电机、开关等，检修线路和电源使恢复正常。

7. 继电器故障

继电器哨声或不吸合

产生原因：电压过低、吸合面脏、继电器损坏、断路。

排除办法：提高电压接通线路，更换继电器。

（四）维修方法

口腔设备经常采用的维修方法有调节检修法、清洗更换法和代用法。

1. 调节检修法

调节检修法在口腔设备维修中应用较多，因为口腔科设备有一半以上是机械设备或水、气管路，相对发生故障就多一些，特别是水气开关，调节阀常常因漏、堵等故障需要调节修理。电路中开关、脚踏开关也是常常需要调修的部位，调节修理是口腔科维修的基本技术。尤其要掌握的是：指示性仪表的调校调零；调节阀的调校与标定：各种水气开关、接头的联接。

2. 清洗更换法

口腔科设备水气管路多，管道细，有较大比例的故障是管路的堵塞，清洗管道就成为了维修操作的基本技术，特别是阀的清洗技术要求较高，往往需要拆卸清洗，再组装。拆卸要按顺序摆放零件，记清联接关系。经验是按顺序先拆后上，不怕丢就怕忘。清洗有两种方式：一是水洗，二是油洗（有机溶剂清洗），清洗后按要求进行清洁干燥处理。

3. 代用法

代用法是维修过程中采用的一种应急措施。在整体零件更换的基础上进行近似代用。凡是功能相近，联接尺寸符合，性能略有不同的元器件，均可在维修中进行代用。特别是控制电路中的元器件指示仪表，均可进行代用。如耐压相同，容量相近的电容可代用；耐压相差不大，容量相同的电容亦可代用。代用法在仪器维修中不作为正规维修操作，维修中亦不可多用。

第二章　离 心 机

离心现象是指物体在离心力场中表现的沉降运动现象。应用离心沉降进行物质的分析和分离的技术就称为离心技术。实现离心技术的仪器是离心机（centrifuge）。在细胞生物学和分子生物学的每一发展中，总可见到离心技术的运用，离心机是生命科学研究的基本设备。

本章将对生物学、临床医学、检验医学、生物化学等实验室中常用于分离和提纯样品的离心机的工作原理、常用的离心方法、离心机的分类与结构、离心机的使用及维护以及应用实例进行简要的介绍。

第一节　离心机的工作原理

一、圆周运动与离心现象

作圆周运动的物体，必须受到一个向心力的作用，方能维持其运动。这个向心力一般是物体所受的外力的合力。其方向与速度方向垂直指向圆心、大小为：

$$F = m\frac{v^2}{r} = mr\omega^2 = \rho Vr\omega^2 \tag{2-1}$$

式中 m 为物体质量，v 为线速度，r 为运动半径，ω 为角速度，ρ 为物体密度，V 为物体体积。

当物体所受外力小于圆周运动所需要的向心力时，物体将向远离圆心的方向运动。物体远离圆心运动的现象称为离心现象，也叫离心运动。离心运动是由于向心力消失或不足而造成的。

二、液体中的微粒在重力场中的分离

若想把生物样品中的微粒从液体中分离出来，最简单的方法是将液体静置一段时间，液体中的微粒受重力的作用，较重的微粒下沉，与液体分开，这个现象为重力沉降。微粒在液体介质中的沉降将受到介质的浮力、介质阻力及扩散现象的影响。

微粒在重力场作用下在介质中开始沉降时，通常把微粒等速沉降运动时的速度称为沉降速度（sedimentation velocity），可写为：

$$\frac{dx}{dt}=\frac{m\ (1-\rho_0/\rho)}{f}g \tag{2-2}$$

式中 ρ_0 为介质的密度，ρ 为微粒的密度，g 为重力加速度，f 为阻力系数。由此式可见粒子的沉降速度与 $m\ (1-\rho_0/\rho)\ g$ 成正比，与阻力系数 f 成反比。

在重力场中，试管内一般细胞悬浮液放置一天可使大部分细胞沉降到管底，而组成细胞的细胞器比细胞要小几个数量级，在重力场中几乎不表现沉降，其原因就是因为存在着分子的扩散现象。在介质中，溶质分子在不同区域存在浓度差别时，高浓度区的溶质分子就会向低浓度区移动，这种溶质分子的移动称为扩散现象。而扩散现象是不利于样品分离的。由（2－2）式可推论，如果加大重力场 g 值，就可能克服扩散现象的不利影响，实现生物大分子的分离。离心机就是可以提供强大的重力场，实现和促进溶液中的微粒成份分离的有效设备。

三、液体中的微粒在离心力场中的沉降

在离心机中，离心管（centrifuge tube）放于离心转头里，当离心机开动时，离心管绕离心转头的轴旋转，作圆周运动（见图 2－1），在离心管内的样品颗粒将同样运动。假如颗粒是处于真空中，即没有介质阻力时，颗粒会沿切线方向飞去，也就是当离心管由 0 位转到 1 位时，颗粒到达离心管底部 A 位。对于离心管而言，样品颗粒由顶位移到了 A 位，也就是由离心管顶部移到了底部，这与重方场中的由高处落到低处相似。这种颗粒在圆周运动时的切线运动称为离心沉降。实际上颗粒是在介质中运动的，颗粒作切线运动时将受到介质的摩擦阻力，使颗粒在离心管中依图 2－1 中虚线所示的曲线运动，当离心管由 0 位转到 2 位时，颗粒由顶位移到 B 位。介质的阻力越大，颗粒在离心管中沉降速度越小，沉降的距离也越短。颗粒在离心管中的沉降速度与离心机转速有关，旋转速度越快颗粒沉降越快。

颗粒在离心管中表现的离心沉降犹如受到一个离心力场作用，此离心力可以表示为：

$$m\omega^2 r=m\ \left(\frac{2\pi N}{60}\right)^2 r=\frac{\pi^2 N^2 rm}{3600} \tag{2-3}$$

式中 ω 是旋转角速度，N 是每分钟转头旋转次数，r 为离心半径。

通常为了使离心力场和重力场相比较，又提出相对离心力场（简称 R.C.F.）的概念。其数学公式为：

$$\mathrm{R.C.F}=m\omega^2 r/mg=\omega^2 r/mg \tag{2-4}$$

相对离心力场是离心力场与重力场的比值，即 R.C.F 的值表示离心力场相当于多少个 g。

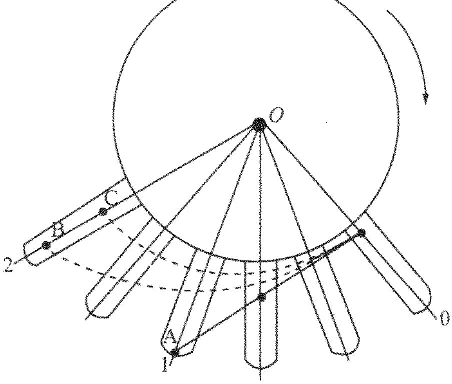


图 2－1　离心沉降示意图

图 2－2 是离心机中常用的角转头的剖面图。离心管依斜角插于转头扎中，与转头旋转轴成一定角度（35°）故称为角转头。离心管中放置被离心的样品溶液，可以看到离心管顶部到旋转中心的距离和离心管底部到旋转中心的距离不一样，因此离心管顶部和底部所承受的离心力场亦不一样。通常称离心管顶部到旋转中心的距离为最小离心半径 r_{min}，该处承受的离心力场为最小离心力场；而把离心管底部到旋转中心的距离称为最大离心半径 r_{max}，该处承受的离心力场称为最大离心力场，图中 r_{avg}是平均离心半径。

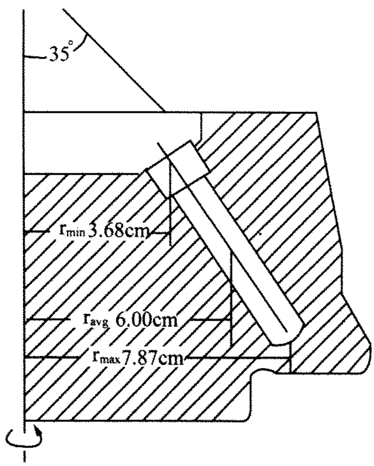


图 2－2　角转头剖面图

与重力场相比，在离心力场中加速度达到数万甚至数十万倍重力加速度时，颗粒的沉降也加快了同样的倍数。这样就使得许多在重力场中不能沉降的细小颗粒及密度较低的生物体组分能用离心技术进行分离纯化。

在重力场的沉降中，重力场通常被看作恒定值，而离心管中的离心力场却不是一个恒定值。由于转头的形状及设计，离心管中从管顶至管底各点到旋转中心的距离是不同的，为了计算相对离心力的数值可用平均相对离心力来表示，即同一离心转头部和底部所受离心力的平均值。离心机常有多种不同形状的转头，其各自所反映的离心力场的大小和离心沉降距离也不一样，在实际工作中应根据分离要求正确选择使用。

离心机在不同的转速 N（单位：rpm 或 r/min）及不同的离心半径 r 时的加速度不同，其离心力场与相对离心力场亦不同。表 2－1 列出了 r＝6.5cm，离心机不同转速时的离心力场及 R.C.F。其 rpm 与 R.C.F 的关系曲线见图 2－3。

表 2－1　离心机在不向转速时的离心力场及相对离心力场（r 取 6.5cm）

Rpm (rpm)	离心力场（加速度）($m \cdot s^{-2}$)	相对离心力场 R.C.F（g）	Rpm (rpm)	离心力场（加速度）($m \cdot s^{-2}$)	相对离心力场 R.C.F（g）
1×10^3	7.121×10^2	7.266×10^1	20×10^3	2.848×10^5	2.906×10^4
5×10^3	1.780×10^4	1.817×10^3	40×10^3	1.139×10^6	1.163×10^5
10×10^3	7.121×10^4	7.266×10^3	60×10^3	2.563×10^6	2.616×10^5

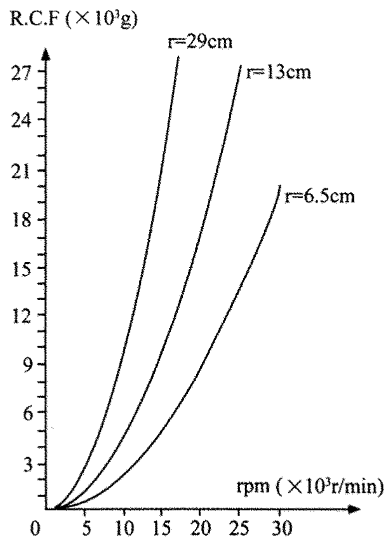


图 2－3　相对离心力场与转速的关系曲线

四、沉降系数

表 2－2　　某些生物样品的沉降系数及离心条件

名　　称	沉降系数（S）	R.C.F（g）	转速（r/min）
细　　胞	$>10^7$	<200	<1500
细 胞 核	$4\times10^6\sim10^7$	$600\sim800$	3000
线 粒 体	$2\sim7\times10^4$	7000	7000
微 粒 体	$10^2\sim1.5\times10^4$	1×10^5	30000
DNA	$10\sim120$	2×10^5	40000
RNA	$4\sim50$	4×10^5	60000
蛋 白 质	$2\sim25$	$>4\times10^5$	>60000

沉降系数（sedimentation coefficient）是指单位离心力场下的沉降速度。沉降系数与样品颗粒的质量及密度成正比。样品颗粒的质量或密度越大，它表现的沉降系数亦越大。各种生物样品的沉降系数差别很大，利用它们沉降系数的差别就可以应用离心技术来进行定性和定量的分析和分离制备。表 2－2 列出一些生物样品的沉降系数和它们的离心条件。

第二节　常用的离心方法

根据分离样品的要求，可以采用不同的离心方法，一般可分为制备离心方法和分析离心方法两类。随着离心设备的迅速发展，各种离心方法也有了很大的完善和改进。本节主要介绍差速离心法和密度梯度离心方法，同时对分析离心方法（包括沉降速度法、沉降平衡法和等密度区带分析离心法）的基本理论作简要介绍。

一、差速离心法

差速离心法（differential centrifugation method）是利用样品中各种组分的沉降系数不同而进行分离的方法，又称差分离心或差级离心。通常两个组分的沉降系数差在 10 倍以上时可以用此法分离。例如某样品中有大、中、小三个组分，用差速离心法分离时，把样品放在离心管内，先按大组分的沉降系数选择离心转速和离心时间，

当离心结束时正好使大组分全部沉降到离心管底部，这时中小组分中的一部分也会沉降到底部。若原始样品液中三个组分的含量相等，则在原始样品液中大组分占总组分量的三分之一。通过一次离心后分离出的大组分沉淀占总组分量约 90%。如要进一步提纯可以把此沉淀物再溶解，再按大组分的沉降条件离心，得到大组分的第二次离心沉淀。通过多次对沉淀和上清液差速离心，可以把三个沉降系数有差别的组份分离提纯，所以这个方法又称为分步离心法。

差速离心法的优点是样品的处理量较大，可用于大量样品的初分离。其缺点是分离复杂样品和要求分离纯度较高时，离心次数多，操作繁杂。由于沉淀的多次清洗、溶解、再沉淀，容易引起中间损失，所以离心分辨力差。实际分离时由于离心时的对流、扩散和收取沉淀时的污染，对于一些沉降系数相差不大的组分无法进行完全的分离提纯。产品的纯度和回收率都达不到上述理论值。因此差速离心法主要用于大量样品的初步分离提纯。图 2－4 表示差速离心法的原理。

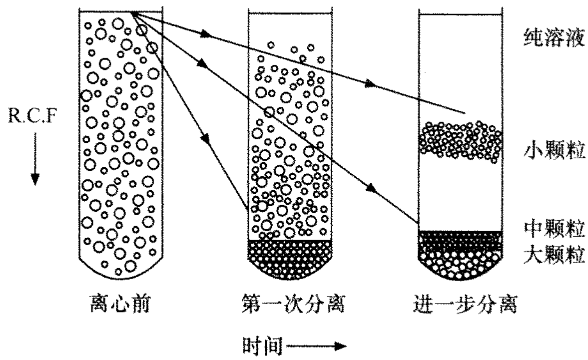


图 2－4　差速离心示意图

二、密度梯度离心法

密度梯度离心（isodensity eentrifugation）又称为区带离心，可以同时使样品中几个或全部组分分离，具有良好的分辨率。离心时先将样品溶液置于一个由梯度材料形成的密度梯度液体柱中，离心后被分离组分以区带层分布于梯度柱中。按照离心分离原理，密度梯度离心又可分为速率区带离心法（又称连续密度梯度离心法）和等密度离心法（又称不连续密度梯度离心法）。

速率区带离心法是根据样品中不同组分粒子所具有的不同的体积尺寸大小和不同的沉降系数将混合样品进行离心分离提纯。离心结束后，混合样品中不同的组分将在梯度液柱的不同位置分别形成各自的区带，然后将区带取出。这样只需通过一次离心就可以把混合样品中的各组分分离提纯，其纯度和回收率都可以达到 100%。优点是一次分离纯化，组分的沉降系数相差 20% 以上的即可选用此法，分辨力高，

操作熟练可以将组分沉降系数相差 5% ~ 10% 的样品很好的分离。缺点是由于梯度材料的条件限制，样品液浓度不能太高，否则操作条件很难控制，同时此法与差速离心法相比，处理样品的量要小的多。见图 2 - 5 所示。

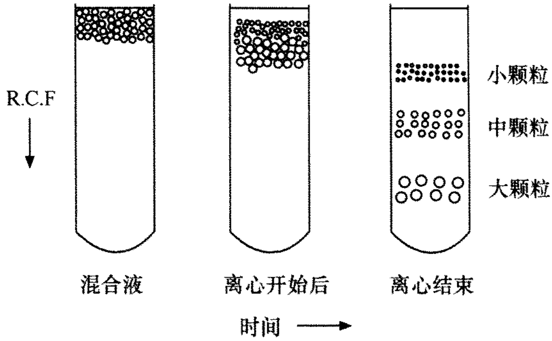


图 2 - 5　速区带离心示意图

等密度区带离心是根据样品组分的密度差别进行分离纯化，一般是把样品均匀分布于梯度液柱中，密度梯度液柱的密度范围很大，液柱底部的密度明显大于样品组分的密度。如果样品中有几个密度不相同的组分，它们将分别集中于密度梯度液柱中相应的密度位置上，形成几个分离的区带，收集各个区带即得到各个提纯的组分。等密度区带离心法的优点是能根据样品组分的密度差别进行分离纯化，可以分离纯化密度差大于 $0.0059/cm^3$ 的样品组分。一次离心可得到接近百分之百的产率和纯度。样品处理量比差速离心法小但比速率区带法大。其主要缺点是等密度区带离心法是一种平衡离心法，达到平衡时间很长，通常要十几到几十小时，故而限制了它的普及使用。另外某些样品暴露于高浓度的梯度液中，可能引起损伤。等密度区带离心主要用于密度不同的样品组分的分离和纯化。见图 2 - 6。

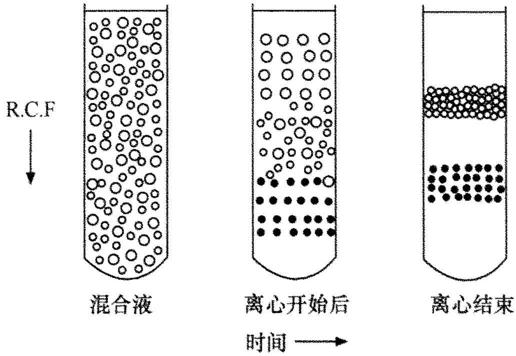


图 2 - 6　等密度区带离心示意图

综上所述，差速离心和速率区带离心主要是根据样品组分的沉降系数不同而进行分离的，而等密度区带离心则根据样品组分的密度不同来进行分离。许多生物样

品的沉降系数和密度有差别，因此可以用这些离心方法进行分离和分析。

三、分析离心法

如果离心机装上一个光学系统，应用特殊的透光离心池，就可以观测离心池中样品颗粒离心沉降的过程，进而对样品进行直接的定性和定量分析。这种离心机称为分析离心机，利用分析离心机进行的离心方法称分析离心方法。分析离心方法包括：沉降速度法、沉降平衡法和等密度区带离心法。

（一）沉降速度法

沉降速度法主要是利用界面沉降来测定沉降系数值，用于样品组分的定性、定量分析及制备产品的纯度检查。还可结合扩散系数和偏微比容测出样品的分子量。沉降速度法测分子量所需数据多，操作复杂，目前已很少应用。但对于某些分子量特别大的大分子仍需用沉降速度法测量，如染色质 DNA 和多糖。

（二）沉降平衡法

沉降平衡法在分析离心方法中是最常用的，也是一种测定分子量的离心方法。将纯的分析样品放于离心池中，进行低速度长时间离心，样品颗粒沉降形成浓度差，而扩散又使样品颗粒由高浓度区向低浓度区扩散。最终达到沉降与扩散的平衡状态，即在离心池中每一截面的沉降颗粒的量等于同时间内反向扩散的量，此时样品颗粒在离心池内的浓度分布不再随离心时间而变化。样品颗粒在离心池顶部较稀，在底部较浓，形成一连续的浓度分布。

与沉降速度法相比，此法更简便，更可靠，结果更精确，是常用的测量绝对分子量的方法。缺点是平衡离心时间太长，常规沉降平衡法实验一次需要几十小时，目前改用短池法可以缩减到十几小时。

（三）等密度区带分析离心法

在分析离心方法中等密度区带分析离心法主要用来测定样品的浮力密度值和对混合组分样品的不同密度组分作定性分析和定量分析。分辨力可达 0.001g/cm3。应该注意的是测定须在特定的梯度材料的溶液中进行，所测到的是在此梯度材料溶液中的样品的浮力密度值，与其真正的密度值不同。许多样品在不同的梯度材料的溶液中表现不同的浮力密度值。等密度区带分析离心在核酸的分析和研究中有重要应用。

第三节　离心机的分类与结构

一、离心机的分类

常见的离心机通常以离心机转速的不同，分为常速（低速）、高速和超速三种；按分离形式可分为沉降式和过滤式两大类；按操作方式有间歇、连续和半连续之分；按用途有分析用、制备用及分析－制备两用之区别；按结构特点则有管式、吊篮式、转鼓式和碟式等多种；按是否冷冻又分为高速冷冻离心机、大容量冷冻离心机等。

（一）常速离心机

常速（低速）离心机其最大转速在 8×10^3 rpm 以内，相对离心力（R.C.F）在 1×10^4 g 以下，而且转速多为连续可调，是临床及实验室中最为广泛使用的一类离心设备。该设备适用于医院检验科、生物化学实验室进行定性分析；常用于血浆、血清、尿、疫苗制备及分离细胞、细胞碎片以及培养基残渣等固形物，也用于粗结晶等较大颗粒的分离。而大容量冷冻离心机可直接用于分离最后产品。由于装有强大的可调控的制冷系统，使它对于生物样品如病毒、核酸蛋白、激素及血液组份的分离效果非常好，还可直接用于瓶装、袋装样品的离心，为实验室大量样品的分离提供了条件。

（二）高速离心机

高速离心机的转速从 1×10^4 rpm ~ 2.5×10^4 rpm，最大相对离心力（R.C.F）4.5×10^4 g ~ 1×10^5 g。由于运转速度高，一般多配备冷冻控温装置。高速离心机适用于各种生物细胞、病毒、血清蛋白等有机物、无机物溶液、悬浮液及胶体溶液等样品的分离、浓缩、提取等制备工作。它是细胞生物和分子生物水平研究的基本工具。目前发展中的小容量台式高速离心机，机型轻小，操作方便，样品量小，离心力大，自动平衡，速度可调，性能稳定，安全可靠。

（三）超速离心机

超速离心机的转速达 2×10^4 rpm ~ 8×10^4 rpm，最大相对离心力（R.C.F）达 6×10^5 g 或更高，是临床医学、检验医学、生物学、生物化学、农业科学等研究领域的重要仪器之一。

超速离心机按其用途有制备用超速离心机、分析用超速离心机以及分析制备两用离心机三种。制备用超速离心机主要用于生物大分子、细胞器和病毒等的分离纯

化，而分析用超速离心机可用于样品纯度的检测、沉降系数和相对分子质量的测定。为此，分析用超速离心机一般都装有光学检测系统、自动记录仪和数据处理系统等。分析用超速离心机用于样品纯度检测时，是在一定的转速下离心一段时间以后，用光学仪器测出各种颗粒在离心管中的分布情况，通过紫外吸收率或折光率等判断其纯度。若只有一个吸收峰或只显示一个折光率改变，表明样品中只含一种组分，样品纯度很高。若有杂质存在，则显示含有二种或多种组分的图谱。

超速离心机一般都附有离心管帽，防止液体外溢。为了减少空气阻力和摩擦，还设有真空系统，而且均有配冷冻装置和温度控制系统。此外还有一系列安全保护系统、制动系统及各种指示仪表等。

二、离心机的结构

（一）普通离心机

常用的普通电动离心机由电动机、离心转盘（转头）、调速器、定时器、离心套管与底座组成。

1. **电动机**　电动机是离心机的主体，一般多为串激式电动机，它包括定子和转子两部分。串激式电动机有很大的启动转矩，随着负载的增加，转速急速下降，空载时转速很高。因此，一般都和负荷联结在一起（如离心机的转盘）。使用时如无特殊需要，不要将离心机的转盘卸掉。

2. **离心转盘（转头）**　离心转盘常用铸铝制成，是平顶锥形，中间有一圆孔，套在电动机上端的转轴上，然后用螺帽旋紧固定。转盘上有 6 ~ 12 个对称的 45°角的斜孔，以放试管。转盘外面装有平顶锥形的金属外罩，以保安全。离心室上方有一盖板，用于减小运行时产生的噪音和空气阻力。

3. **调速装置**　电动机的调速装置有多种，如多抽头变阻器、瓷盘可变电阻器和改变炭刷位置等多种形式。前二种是在电源与电动机之间串联一只多抽头扼流圈或瓷盘可变电阻器，改变电动机的电流和电压，通过手柄或旋钮调节，达到控制电动机转速的目的。

（二）高速、超速（冷冻）离心机

常用的制备用高速、超速（冷冻）离心机的转速非常高，能使亚细胞器分级分离，并可用于测定蛋白质及核酸的分子量。因此，这类离心机的结构根据工作需要附加了许多装置，通常由转动装置、速度控制系统、温度控制系统、真空系统、离心室、离心转头及安全保护装置等部分组成。

1. **转动装置**　离心机的转动装置主要由电动机、转头轴，以及它们之间连接的部分构成。

2. **速度控制系统**　超速离心机与普通离心机相比对运转速度的稳定度要求很

高，许多机型采用自动升速控制，它包括标准电压、速度调节器、电流调节器、功率放大器、电动机、速度传感器六部分。通常采用的速度传感器有测速发电机传感器，光电速度传感器，电磁速度传感器等。

3. 真空系统　由于超速离心机的转速很高，若在空气中运转，当转速超过 4×10^4 rpm 转时，空气的摩擦生热即成了严重问题。因此，超速离心机都配有真空系统，将离心腔密封并抽成真空，以克服空气的摩擦阻力，保证离心机达到正常所需要的转速。

4. 温度控制与制冷系统　温度的高低影响着微粒的沉降速度，此外，许多生物样品常常要求在较低温度下离心分离，这就要求进行温度控制。一般高速离心机的温度控制是在转头室装置一热电偶，监视转头室的温度。制冷压缩机采用全封闭式。由压缩机、冷凝器、毛细管和蒸发器四个部分组成。为了降低噪音，冷凝器通常采用水冷却系统。用接触式热敏电阻作为控温仪的感温元件，在测量仪表上可选择温度和读出其温度控制值。

5. 安全保护装置　超速离心机的安全保护装置通常包括主电源过电流保护装置、驱动回路超速保护、冷冻机超负荷保护和操作安全保护等四个部分。在超速离心机的转头底部都装有测速盘，如果转头转速超过参考转速，离心机就自动停车，保证转头转速不会超过该转头的最高允许转速。为了防止转头在运行过程中的爆裂造成的损伤，超速离心机的离心腔外都围有可转动的特种装甲钢套。钢套可随碎片转动，以吸收掉破碎转头的巨大转矩，防止爆裂引起的事故。

三、离心转头

离心转头对于超速、高速离心机来说是很重要的部件，由于其工作时转速很高，相应的离心力场很大，离心转头均用高强度的铝合金、钛合金及超硬铝、锻铝制成。对转头制作过程中的每一步骤都有严格的要求和相应的标准，生产出的转头在使用前均需进行一系列的超速试验、满速爆炸试验及寿命试验，以确保使用的安全可靠。常见的常用离心转头的种类与功能如表 2－3 所示。

表 2－3　　　　　　　　常用离心转头的种类与功能

转头名称	相　应　功　能
解头转头	常用铝或钛合金制作，呈圆锥形具有强度高，重心低，运转平稳，离心时间短，寿命长，使用方便的优点。但具有壁效应即靠近离心管外壁部形成强烈对流和涡旋，影响分离纯度。
甩头-水平转头	由铝合金或钛合金制成，在转轴上装有吊篮。离心管方向与离心力方向一致，使样品在离心过程中具有相对最长的粒子移动路径，同时减少了对流和涡旋而引起的壁效应，提高了分离纯度。最适合做蔗糖的速率-区带离心，具有很高的分辨串。但由于离心管与转头旋转轴是垂直位置，相应增加了沉降距离，所以离心时间也相应增长。
垂直转头	使用垂直转头对离心管密封要求严格，需要加离心管帽或用可热封的塑料离心管。垂直转头是一种固定角转头，离心管垂直放置。在这种转头中，样品的沉降距离特别短，对流也不明显，离心所需时间短，比较适合于作等密度区带离心。
区带转头	由上下两部分组成，以便于打开进行内部的清洗，中间由螺纹联接。在离心分离时，密度梯度分离和等密度分离可以在轴头腔中进行，提高了样品的处理量，也同时提高了离心机效率。区带转头离心分离时，由于试样及溶剂直接接触转头，所以对转头的耐腐蚀性要求高。
连续流动转头	一般装在低速或高速离心机上作大量培养液或原液的浓缩和分离用；优点是样品连续操作，转头体积小，转速较高，分离效率好，克服了大容量转头转速低，高速转头容量小的缺点，操作简单，被广泛地应用于科研和实验室工作。目前常见的产品中最高转速可达 6000rpm，可用于活细胞分离。
其它转头	用于物质分析的超速高心机的分析转头；用于血细胞、肝及其组织细胞，淋巴细胞、酵母以及其它单细胞的连续分离的细胞洗脱转头；水平吊桶式转头；水平吊架式转头及土壤脱水转头等

四、离心机的主要技术参数及性能指标

（一）离心机的主要技术参数

1. **最大转速**　指离心转头可达到的最大转速，单位是 rpm。

2. **最大离心力**　指离心机可产生的最大相对离心力场 R.C.F，单位是 g。

3. **最大容量**　指离心机一次可分离样品的最大体积，通常表示为 $m \times n$，m 为一次可容纳的最多离心管数，n 为一个离心管可容纳分离样品的最大体积，单位是 ml。

4. **调速范围（转速设置范围）**　指离心机转头转速可调整的范围。

5. **温度控制范围** 指离心机工作时可控制的样品温度范围。

6. **工作电压** 一般是指离心机电机工作所需的电压。

7. **电源功率** 通常是指离心机电机的额定功率。

（二）离心转头的常用标记及转头参数

1. **离心转头的常用标记** 由三部分组成：第一部分为英文字母符号，表示离心转头的类型，有固定角转头 FA，垂直转头 V，水平转头 SW，连续转头 CF，区带转头 Z 等；第二部分为数字，表示该转头的最高转速；第三部分如标注 Ti 表示由钛或钛合金为材料制成的转头，不标则为锡或铝合金做成的转头。如 SW65Ti，系指该转头为水平转头，最高转速为 6.5×10^4 rpm，转头由钛金属制成。

2. **离心转头参数**

①R_{max}表示从转轴中心至试管最外缘或试管底的距离；②R_{min}表示从转轴中心至试管最内缘或试管顶的距离；③RPM_{max}表示转头的最高安全转速；④RCF_{max}表示转头以 RPM_{max}运转时，在 R_{max}处的相对离心力；⑤RCF_{min}表示转头以 RPM_{max}运转时，在 R_{min}处的相对离心力；⑥是衡量转头相对效率的量，K 值愈小，效率愈高，所需离心时间就愈短。

第四节 离心机的使用和维护

一、离心方法的选择

一般常速离心时，若分离的样品颗粒的质量和密度与溶液相差较大，选择合适的离心转速和离心时间，就能达到较好的分离效果。若样品中存在两种以上质量和密度不同的样品颗粒，则可采用差速离心法。在目前应用广泛的超速离心中，采用的离心方法常有差迷离心、密度梯度离心和等密度梯度离心等。差速离心方法常针对不同的离心速度和离心时间要求，使沉降速度不同的样品颗粒按批次分离；对于有密度梯度差异的样品介质可采用密度梯度离心法，使沉降系数比较接近的物质得以分离；若不同样品颗粒的密度范围在离心介质的密度梯度范围内，离心时密度不同的物质颗粒因浮力差异或向下沉降，或向上漂浮，一直移动到与它们各自密度恰好对应的位置（等密度点），形成区带。可采用等密度梯度离心。

二、离心机的转速和离心时间的确定

离心分离的效果除了与离心机种类、离心方法、离心介质及密度梯度等因素有关以外，实际操作时，主离心机转速和离心时间的确定、离心介质的 pH 值和温度等条件也至关重要。

（一）离心机的转速

离心加速度的大小取决于转子的转速和颗粒的旋转半径。

$$\alpha = \omega^2 r = 4\pi^2 n^2 r/3600 \tag{2-5}$$

式中 r 为旋转半径，n 为转子每分钟转数。

在说明离心条件时，往往也用相对离心力场来表示。

$$\text{R.C.F} = m\alpha / mg = \frac{4\pi^2 n^2 r}{3600 \times 980.6g} \tag{2-6}$$

式中 R.C.F 表示相对离心力场；n 为转子每分钟转数；r 为旋转半径；g 为重力加速度。实际工作中，离心力场的数据是指其平均值。即是指在离心溶液中点处颗粒所受的离心力场。

（二）离心时间

离心时间依据离心方法的不同而有所差别。对于差速离心来说，是指某种颗粒完全沉降到离心管底的时间；对等密度梯度离心而言，离心时间是指颗粒完全到达等密度点的平衡时间；而密度梯度离心所需的时间则是指形成界限分明的区带的时间。对于密度梯度离心和等密度梯度离心所需的区带形成时间或平衡时间，影响因素很复杂，可通过试验后确定。这里仅介绍差速离心所需的沉降时间。

颗粒的沉降时间又称澄清时间，是指颗粒从离心样品液液面完全沉降到离心管底所需的时间。沉降时间决定于颗粒沉降速度和沉降距离。对于已知沉降系数的颗粒，其沉降时间可由下列公式计算：

$$t = \frac{1\text{n}r_2 - 1\text{n}r_1}{S\omega^2} \tag{2-7}$$

式中 t 为沉降时间；S 为颗粒的沉降系数；ω 为转子角速度；r_1，r_2 分别为旋转轴中心到样品液液面和离心管底的距离。

（三）温度和 pH 值

为了防止欲分离物质的凝集、变性和失活，除了在离心介质的选择方面加以注意外，还必须控制好温度及介质溶液的 pH 值等离心条件。离心温度一般控制在 4℃ 左右，对于某些热稳定性较好的酶等，离心也可在室温下进行。但在超速或高速离心时，转子高速旋转会发热从而引起温度升高。故必须采用冷冻系统，使温度保持

在一定范围内。

离心介质溶液的 pH 值应该是处于酶稳定的 pH 范围内，必要时可采用缓冲液。另外，过酸或过碱还可能引起转子和离心机的其他部件的腐蚀，应尽量避免。

三、离心机的使用、维护

离心机工作时是高速运转，使用时要注意安全，必须做到以下几点：

1. 离心机使用时要放置在平稳、坚固的台面上（它的底座都装有橡皮吸脚，借助于大气压力及仪器本身的重量，紧贴于台面）。大容量低速离心机和高速冷冻离心机要相应地安放在坚实的地面上，水平放置。超速离心机重达数百公斤，应放在很坚实的地面上并有防尘、防潮设备，保证离心室达到一定的真空度，正常运行。离心机工作前，应将负荷平衡，重量误差越小越好，否则会引起剧烈震动，损坏离心转头及转轴。

2. 离心器分离支架必需在安置离心管后运转，严禁空架运转。离心机启动时，转速开关或 G 值旋钮应放在低档位，启动后再逐步调节到所需要的数值。一次工作后，须将旋钮调至低档位再次工作，在高转速档或高 G 值档禁止直接启动。

3. 选择合适的转头，控制转头的转速。在下述情况下要降低转头的最高转速：转头的运转时间和运转次数达到规定的寿命时；转头受到高温时；当转头受到局部表面损伤或出现管孔内轻微腐蚀时；使用不锈钢离心管、套管、厚壁管或离心瓶时；样品平均密度超过 $1.2g/(cm)^3$ 时等。

4. 每次转头使用前要严格检查孔内是否有异物和污垢，以保持平衡。转头必需保持干燥清洁，切勿碰撞擦伤。如不慎跌落，应对转头进行 X 光拍片检查，确认无内部损伤后方可继续使用。转头每次使用后应用温水（50℃～60℃）及中性洗涤剂浸泡清洗，最后用蒸馏水或去离子水冲洗，软布擦干后用电吹风烘干、上蜡，干燥保存。

5. 各种离心管的拉力强度和伸长度都不同，应按需要选用，离心管可由许多种不同材料制成，如聚乙烯、纤维素、聚碳酸酯、聚丙烯等。使用时注意保证样品、溶剂及梯度材料不腐蚀离心管及盖组件。过期、老化、有裂纹或已受腐蚀的离心管尽量不用或降速使用。控制塑料离心管的使用次数，注意规格配套。离心过程中不得开启离心室盖，不得用手或异物碰撞正在旋转中的转头及离心管。

6. 对于低温离心样品，应先将空的转头在 2×10^3 rpm 预冷一定时间，预冷时控制温度在 0℃左右，也可将转头放在冰箱中预冷数小时备用，离心杯可直接存放在冰箱中预冷。

7. 在离心过程中如发现异常现象，如不正常噪音及振动，应立即停机检查，未找出原因前不得继续运转。

8. 在日常使用离心机的过程中，每隔三个月应对主机校正一次水平度，每使用

5 亿转处理真空泵油一次，工作 500 小时应检查驱动电机炭刷，最好用吸尘器将摩擦产生的炭粉除去，必要时需要更换炭刷或将整流子用细砂纸打光。每使用 1500 小时左右应清洗驱动部位轴承并加上高速润滑油脂，转轴与转头接合部应经常涂脂防锈，长期不用时应涂防锈油加油纸包扎。平时不用时，应每月低速开机 1 ~ 2 次，每次 0.5 小时，保证各部位的正常运转。

四、离心机常见故障及排除方法

（一）电机不转

1. 主电源指示灯不亮检查保险丝是否熔断，电源线、插头插座是否接触良好。

2. 主电源指示灯亮而电机不能启动

①检查波段开关、瓷盘变阻器损坏或其连接线是否断脱；②检查磁场线圈的连接线断脱或线圈内部断路；③检查电刷是否在盒内被卡住或电刷的磨损情况。若电刷严重磨损与整流子脱离接触，应更换同规格的电刷。

3. 检查真空泵表及油压指示值。

（二）电机达不到额定转速

1. 轴承损坏或转动受阻，轴承内缺油或轴承内有污垢引起摩擦阻力增大，应及时清洗及更换。

2. 清理整流子及电刷，使其接触良好，或者更换。

3. 用万用表检查转子线圈中是否有某匝线圈短路或断路现象。

（三）转头的损坏

转头可因金属疲劳、超速、过应力、化学腐蚀、选择不当、使用中转头不平衡及温度失控等原因而导致离心管破裂，样品渗漏转头损坏。电动机有上下轴承，应定期（半年或一年）加油。要求操作者熟练掌握操作程序，正确选用合适的离心管和离心转头，尽量减少人为的不必要损伤，在转头的安全系数及保证期内使用。

（四）冷冻机不能启动及制冷效果差

①电源不通，分别检查电源线及保险丝；②电压过低，安全装置动作使冷冻机不能启动；③当电源电压降到 180V ~ 190V 时，冷冻机不能启动，影响制冷效果；④通风性能不好，也会影响制冷效果。

（五）机体震动剧烈、响声异常

①离心管重量不平衡，放置不对称；②转头孔内有异物，负荷不平衡或使用了不合格的试管套；③转轴上端固定螺帽松动，转轴摩擦或弯曲；④电机转子不在磁场中心会产生噪音；⑤机座上减震弹簧的固定螺丝松动或其中一根弹簧断裂；⑥转子本身损伤。

（六）漏电

①火线碰壳，找出碰壳点，更换新线；②扼流圈的绝缘损坏，修理或更换；③磁场线圈或转子线圈的绝缘损坏，严重时须重绕线圈；④电刷盒的绝缘胶木损坏，更换。

（七）整流子与电刷间火花过大

①整流子表面凹凸不平。用细砂纸打磨，或在车床上修光；②电刷与整流子接触不良，用细砂纸除去整流子表面的氧化物；③电刷不合格或前端崩缺；④磁场线圈有局部短路或通地，重绕磁场线圈；⑤转子线圈有局部短路或断路；⑥整流子铜片间的云母片比铜片高，可用刀片刮去，然后用细砂纸打磨光洁；⑦重绕转子线圈后，将转子线圈的引线接至整流子的铜片上时位置接错，纠正位置，重新焊接。

有许多故障为不正确操作所致，正确操作可减少或消除故障。在工作过程中，如出现任何异常现象均应立即停机，检查原因，不得强行运转，以免产主不必要的损失。

第三章　呼 吸 机

第一节　概　　述

氧气是人们生活中时刻不可缺少的。呼吸就是不断地把空气中的氧气吸入体内，再把体内产生的二氧化碳排出体外。人的呼吸系统是由鼻子、气管、支气管和肺组成。肺脏是人体的主要呼吸器官，它在结构上分成呼吸道和肺泡两部分。

人的呼吸作用是依靠呼吸肌肉的收缩与放松进行的。当呼吸肌肉收缩时，胸廓容积扩大，肺的容量也随之扩大，在肺内形成负压，外界空气就被吸入肺里。当吸气肌肉放松时，胸廓、肺部恢复原先位置，容积缩小，肺里的气体就被挤出体外。这样一涨一缩的过程就是呼吸运动。

一个健康的成人在平静时，每分钟呼吸 16 ~ 20 次。每次吸入的空气量约为 500 毫升，每分钟通过肺的空气约 10 升。人体进行正常生理活动所需的能量都是由体内氧化代谢作用产生的。人体细胞组织必须不停地进行氧化代谢才能维持生命活动。一个人只要几分钟不呼吸，就会给生命带来危险。这是因为氧化代谢所需的氧在人体内储量极少。人体包括血液、体液在内，总的氧储量不过 500 毫升左右。而人体静息时，每分钟氧耗量在 20 毫升以上；剧烈运动时，每分钟氧耗量可达 5500 毫升。所以人体必须不停地呼吸，补充氧气，才能维持正常的生命活动。

通常情况下，健康人通过呼吸活动，从空气中摄入的氧气已能满足人体各器官组织氧化代谢的需要。但是如果呼吸系统的生理功能遇到障碍，如化学中毒、溺水休克、心胸外科手术后出现呼吸衰竭等等，均需采取输氧和人工呼吸进行抢救治疗。人工呼吸机在临床抢救和治疗过程中，可以有效地提高病人的通气量，迅速解除缺氧和二氧化碳滞留问题，改善换气功能。对于呼吸衰竭以至于停上下自主呼吸的病人，人工呼吸机是必不可少的设备。

一、呼吸机的基本原理

肺的吸气功能是在呼吸肌收缩时，胸廓容积扩大，肺泡膨胀形成负压，从外界吸入空气；呼吸肌放松时，肺泡因弹性收缩，使肺内压力增大，向外呼出气体。呼吸气流是由肺泡和大气压之间的压力差形成的。人工呼吸机的基本原理就是用机械的办法建立这一压力差，从而实现强制的人工呼吸过程。呼吸机工作示意如图 3－1 所示。

呼吸机在呼气通道、吸气通道和空气进口有三个单向阀门。呼气通过单向阀 1，由风箱压力通过橡皮膜间接控制通断。风箱压缩时，气压增大，橡皮膜向外鼓起，带动活瓣使阀门 1 关闭；风箱伸展时，气压减小，橡皮膜复位，拉开活瓣，使阀门 1 打开。吸气过程如图 3－1 所示。面罩加在病人呼吸道开口（如口腔或鼻腔），风箱压缩时，阀门相反。风箱伸展时阀门 3 关闭，吸气通道阻断。阀门 1 打开，此时因肺泡压力高于大气压，肺部气体经呼气通道和阀门 1 向外排出。阀门 2 打开，外界空气进入风箱，准备下次再用。三个单向阀，在呼吸两个时期中所起的作用恰好相反，使三个气道（呼气、吸气和空气进口）分别按需要打开或者闭合。呼吸机如此往复循环工作，从而建立起人工模拟的肺脏呼吸功能。

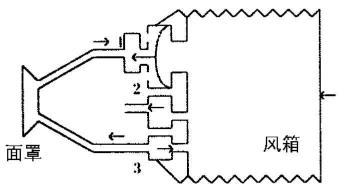


图 3－1 呼吸机工作示意图

二、呼吸机的主要技术性能

1. 呼吸频率

呼吸频率为每分钟呼吸次数，一般为 6～20 次/min，要视病情需要适当调节。

2. 呼吸周期

呼吸周期（T）为呼吸频率（f）的倒数。呼吸周期由吸气时间（T_1）和呼气时间（T_2）组成，$T = T_1 + T_2$。空气被吸入肺部之后，在肺泡内还要经过弥散和气体交换等过程，一般呼气时间要比吸气时间长。

3. 吸呼比

吸气时间与呼气时间之比，称吸呼比。可表示成：吸呼比 $R = T_1/T_2$。通常吸呼

比可取 1∶1.5、1∶2、1∶2.5、1∶3。

4. 一次通气量

一次通气量（又叫潮气量），即每次吸气时进入肺腔的空气量。一般在 100～1200ml 范围内可调。

5. 每分钟通气量（又称流率）

每分钟吸入气体的总量。一般在 0～200L/min 之间可调。

6. 供气压力

呼吸机在吸气相产生正压，将气体压入肺部。供气压力范围一般为 196～588Pa（20～60cm$H_2$0）。

7. 氧浓度

可调范围为 21%～100%。

8. 呼吸模式

最基本的呼吸模式为控制呼吸和辅助呼吸两种。病人无自主呼吸或虽有自主呼吸，但呼吸频率、幅度和节律不规律，呼吸的无效动作占优势，此时必须由呼吸机控制病人的呼吸频率、幅度和节律，称为控制呼吸。如果病人的自主呼吸仍然存在，但比较微弱，不能靠本身的调节达到理想的呼吸效果。此时可在病人吸气时，给以一定的气压，以完成正常的通气量。这种情况下，呼吸机是按照自主呼吸的频率工作的，称为辅助呼吸或同步呼吸。控制呼吸和辅助呼吸二者可视病情变化而相互转化。辅助呼吸情况下，如病人自主呼吸突然消失，呼吸机可立即转为控制呼吸状态，强制给病人通气，进行人工呼吸。一旦病人自主呼吸得到恢复，呼吸机便自动转为辅助呼吸状态，给病人同步供气。就可以改善而不会干扰、破坏病人的自主呼吸。

9. 输入气体的湿化

为了保护病人的气管、支气管的粘膜，呼吸机向病人供气必须先经过湿化处理，使输入气体含有一定的水蒸汽或水的雾粒。通常还要适当加热，使供气温度接近病人体温，以减少对呼吸道的刺激作用。湿化量成人耗水量 10ml/h 为宜，如病人痰液粘稠可适当增加。

10. 报警

呼吸机在抢救和治疗过程中常常夜以继日地连续工作。为了在呼吸机出现某种故障现象时能得到及时处理，一般呼吸机都装有漏气、通气量不足、停电等报警装置，以提醒值班人员注意并及时采取措施，确保病人安全。

三、呼吸机的分类及其控制方式

1. 呼吸机根据其用途可以分为

①成人呼吸机。

②婴儿与新生儿的呼吸机。

③麻醉用呼吸机。

④辅助呼吸和呼吸治疗用呼吸机。

⑤携带式急救呼吸机。

⑥试验动物用呼吸机。

⑦高频喷射呼吸机。

为适应不同用途需要，各种呼吸机在结构上、控制方式方面具有不同的特点。根据临床需要和经济条件可以分别选用简易型的、通用型的以及具有监测功能、微机控制的高档呼吸机等。

2．呼吸机的气源

一般分为电动供气和压缩气源两种。如果呼吸机以电动机为动力，通过压缩泵或折叠式皮囊等装置产生一定的正压气流，向病人供气，称为电动方式。如果呼吸机采用压缩气源（压缩氧气和压缩空气），经过过滤、减压、湿化等处理后，再通过管道向病人供气，称为气动方式。

电动呼吸机结构较复杂、适应范围较宽；气动呼吸机比较简单、轻便，但只适于压缩气源供应方便的场合使用。

3．呼吸周期的控制方式

呼吸周期由吸气时间（T_1）和呼气时间（T_2）组成，也可以说呼吸过程由吸气相和呼气相两部分组成。

呼气相到吸气相的转换：一般为时间转换，即呼吸周期（先吸、后呼为一周期）到达预定时间，呼气相立即转换为吸气相。也有用压力控制转换的，如辅助呼吸方式时，由病人自主吸气产生的负压，触发控制呼气相向吸气相的转换。

吸气相到呼气相的转换：终止吸气相转换为呼气相的控制条件较为复杂，根据呼吸机的用途可以选择下述四种控制方式。

（1）压力限定

呼吸机向病人输送气流时，呼吸道内压力逐渐上升，当上升到某一预定压力时，立即终止吸气而转入呼气过程。以预定压力作为吸气相向呼气相转换条件的呼吸机称为定压型呼吸机。

（2）容量限定

呼吸机向病人肺脏输送气体，达到预定容量时，吸气相就转换成呼气相。这类呼吸机称为定量型或定容型呼吸机。

（3）时间限定

呼吸机以恒定流量的气体向病人供气，由机内电子定时装置限定吸气时间，时间到达即转换为呼气相。

（4）流速限定

吸气相刚开始时，病人肺泡内部压力最低，此时送入气体流速最快。吸气过程

中内部压力逐渐升高，内外压力差逐渐减小，流速相应减慢。当气体流速低于预定值时，吸气相就转换为呼气相。

四种控制转换的方式中，压力限定和容量限定是最基本的两种。呼吸机常以此分为定压型和定量型两种。下面就其特点进一步加以说明。

（1）定压型

吸气时，呼吸机提供的气流转入体内，使肺泡膨胀，肺脏和胸廓均随之扩大。此时呼吸道内压力不断提高，达到某一预定压力值时，气流立即中止，并转入呼气相。定压型呼吸机如果供气流速快，预定压力低，则吸气时间较短，通气量较少；反之，流速慢、预定压力高，则吸气时间延长、通气量增加。使用时，吸气时间还受呼气道阻力的影响。如肺部弹性差，通气阻力大，气流进入时，气道压力迅速提高，吸气时间缩短，输入通气量较少。因此，定压型呼吸机的呼吸频率、通气量和呼吸比都不能直接调节。使用时上述参数受肺部弹性和气道阻力影响，波动较大。定压型呼吸机一般由压缩气源供气，主机本身结构简单、比较轻巧。

（2）定量型

呼吸机将气体压入呼吸道，使胸廓及肺泡扩张，达到预定通气量时即中断气流，转为呼气相。当外部压力降到大气压，肺泡收缩，将气体排出体外。呼吸道压力与肺部弹性及气道阻力有关。对于同样通气量来说，肺部弹性差、气道阻力大则呼吸道压力增高；反之，弹性好，阻力小，呼吸道压力较低。定量型呼吸机的通气量和呼吸频率可以直接调节。临床应用时，如果通气量选得过大，或病人呼吸道发生堵塞，气道压力可能升得过高而发生危险。因此，该种呼吸机一般均装有压力安全阀，当压力超过一定值时，就会自动打开，泄放多余的气体。定量型呼吸机常以市电为动力，采用折叠气囊或气罐，动作力量大，通气量稳定，但结构较复杂，体积比较大。

定时和流速限定，一般不单独使用，往往作为辅助的控制手段。可将定压和定时结合起来，成为双回路控制系统，使呼吸机的功能更为完善、安全。

四、呼吸机常用的通气方式

呼吸机在临床应用时，除了正确选择各项参数外，还要按病情需要适当选择通气方式，以达到合理使用和最佳的治疗效果。呼吸机常用以下几种通气方式。

1. 间歇正压通气（IPPV）

吸气时，呼吸机产生正压，将气体送入肺内，呼吸道压力升高，升高程度与肺顺应性有关，如肺顺应性正常，吸气时压力一般为 147 ~ 245Pa（15 ~ 25cmH_2O）。呼气时，肺内气体靠胸、肺弹性收缩排出体外，呼吸道内压力逐渐降到 0（相对于大气压而言）。采用间歇正压通气方式时，呼吸机仅在吸气相起作用，它是病人没有自主呼吸时最常用的一种机械控制通气方式。呼吸道内压力变化如图 3 – 2 所示。

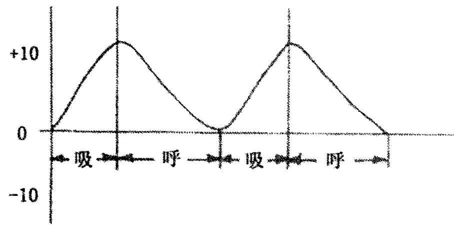


图 3－2　间歇正压呼吸压力曲线

2. 间歇正负压呼吸（SPPB/N）

呼吸机在吸气时产生正压，向肺部送气；呼气时，呼吸机产生负压，可以加速和增加肺内气体的排出，有利于静脉血回流利克服呼吸道的阻力，适用于心力衰竭病人。但长期使用负压造成肺不张，因此临床实际应用并不多。间歇正负压呼吸时呼吸道内压力变化如图 3－3 所示。

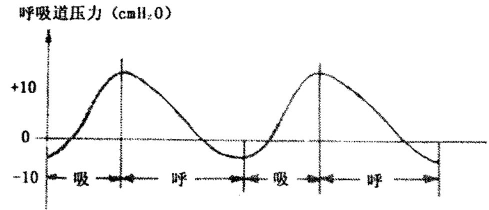


图 3－3　间歇正负压压力曲线

3. 吸气末正压呼吸（EIPB）

呼吸机在吸气相产生正压，将气体送入肺脏，但在吸气末，呼气之前，吸气阀继续关闭一小段时间（约占吸气时间的 5%～15%），犹如自主吸气后的屏气，然后转入呼气。此种呼吸方式义称为吸气末停顿，可使潮气量分布均匀，减少无效腔量。吸气末止压呼吸的压力曲线如图 3－4 所示。

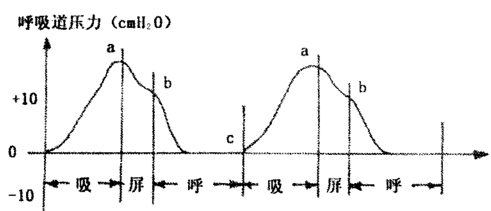


图 3－4　吸气末正压呼吸压力曲线

图中 a 点为吸气相终了时间，吸气结束后压力先有一次陡降。a～b 段压差消耗于气道阻力；b～c 段压差，消耗于胸肺组织的弹性压力部分。

4. 呼气末正压呼吸（PEEP）

呼吸机在吸气相产生正压，将气体压入肺脏，呼气时仍保持呼吸道压力高于大气压，压力变化如图3－5所示。呼气终了，体内维持一定的正压，可以增加病人体内残气，防止呼气时山现肺泡萎陷，增进病人换气功能。它是治疗血症的有效方法。呼吸末正压一般在0～196Pa（0～20cmH_2O）范围内可调。

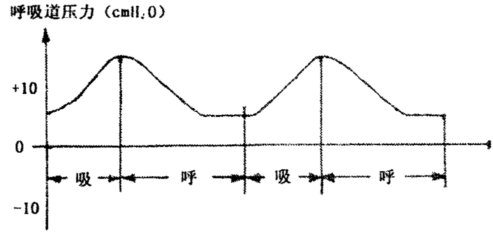


图3－5　呼气末正压呼吸压力曲线

5．辅助呼吸（AMB）

呼吸机按病人自主呼吸节律同步供气，可以减轻病人体力消耗，帮助病人得到足够的通气量。呼吸机在辅助呼吸时允许按病人自主呼吸，自动调整呼吸频率和每分钟通气量。辅助呼吸常用于一般的胸内手术利颅脑手术，使病人保持幅度较小的自主呼吸，适当给以辅助，既不影响手术操作，又可达到理想的呼吸效果。

6．持续气道正压通气（CPAP）

不论吸气或呼气时，呼吸机均产生正压。吸气相正压相对更高些，向气道内输送一个恒定的气流。气流量和正压可按病人具体情况调节。它的生理作用和呼气末正压式相似。CPAP是在病人自主呼吸的基础上进行的，而PEEP则有无自主呼吸均可使用。

7．间歇强制通气（1MV）

病人虽有自主呼吸，但幅度小且不规则，不能达到止常呼吸量。为此在自主呼吸1～10次间，给以一次机械强制呼吸。这种方式可以增加和恢复病人的自主呼吸能力，有利于逐步取消呼吸机的使用。

8．同步间歇强制通气（SIMV）

病人已有规则的自主呼吸，但未达到正常通气量。为此，根据自主呼吸频率，按比例设置机械呼吸，因为它和自主呼吸是同步发生，对患者呼吸不会产生干扰，疗效比IMV好，更有利于自主呼吸的恢复和呼吸机撤离。

9．深呼吸或叹气（SJGH）

深呼吸频率通常是每分钟1次到每30min1次。在进行深呼吸时，呼吸机以1.5～3倍于正常通气量的气体给病人强制通气。病人长时期在同样压力和容量呼吸模式的作用下，某些边缘肺泡总是膨胀不全。定时加入叹气，可以促使病人静止肺泡定时膨胀，防止萎陷不张，改善气体交换性能。

10．高频呼吸（HFA）

高频呼吸的频率较常用频率快3倍以上，一般为60～100次/min。呼吸比小于0.5。潮气量较小，呼吸道内压力较低，对循环功能的抑制作用较好，所以病人自主呼吸可不受干扰或呈反射性抑制。由于频率加快，使气体流速的振幅增加，从而促进气体分子的弥散，使气体分布比较均匀，肺泡气体交换较为有效。由于呼吸道压力低，对胸廓外伤、气胸等症更为适合。

11. 手压式通气（MV）

考虑到在特殊情况下可能因停电等原因引起供气中断，此时可立刻从机械控制或辅助呼吸转到手压式通气，以保证病人安全。因此这是一种应急的通气方式。

五、呼吸机的基本结构

为了适应不同对象，不同要求，不同环境的使用，国内外已生产出各种不同规格的呼吸机；如：适用于婴儿或成人的呼吸机；适用于抢救治疗的呼吸机；适用于手术麻醉的呼吸机；适用于长期治疗、监护的呼吸机；以及适用于家庭的简易呼吸机等等。各种呼吸机的动力源、气源、技术功能、参数调节范围、内部结构等方面存在很大的差异。但是不论那种类型的呼吸机，它的基本结构均可分为4个主要部分，如图3－6所示。

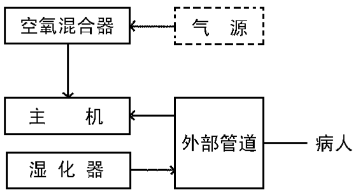


图3－6　呼吸机基本结构方框图

1. 空氧混合器

空氧混合器的输入气体可以是压缩空气、环境空气或压缩氧气。氧气在空气中占引%，因此利用压缩空气或环境空气也可作为呼吸机的气源，供给呼吸困难的病人，进行治疗。对换气功能有障碍的病人，氧浓度必须适当提高才能满足治疗需要。此时空氧混合器可接压缩氧气源，并根据病情变化适当调整氧浓度，然后将气体送到呼吸机主机。

压缩氧气，一般用氧气瓶供给，其中装有纯度为98%的压缩氧气。新的氧气瓶的压力达15MPa（150kg/cm^2），使用时，将氧气瓶中的纯氧经减压器减压后，送到空氧混合器。吸氧浓度大于50%为高浓度氧，除特殊病例需短期使用高浓度氧外，一般氧浓度均不超过40%，但不低于30%。

氧浓度低而且通气量不足的话，肺泡进入的新鲜空气和排出废气减少，气体交换困难，会导致缺氧，二氧化碳滞留产生呼吸性中毒。反之，氧浓度过高，对呼吸道和肺组织亦有损害作用，它抑制呼吸中枢，加重二氧化碳滞留，同样产生呼吸性酸中毒，导致二氧化碳麻醉、昏迷，甚至死亡；因此，吸氧浓度必须视肺情发展不

断调整和严格控制。

空氧混合器附有输出氧气压力、流量、氧浓度的监护及报警功能，可以有效地控制吸氧浓度。定压型和定量型呼吸机的空氧混合器有两种不同的方式。

多数定压型呼吸机使用的空氧混合装置（也称氧稀释装置）都是利用射流原理制成。氧气通过小孔喷嘴形成高速气体射流时产生负压，吸带喷嘴口附近的空气来稀释氧浓度。调整空气的进入量可控制空氧混合比例，从而改变吸氧浓度。稀释空气量受到吸气流速和时间的影响。吸氧浓度允许在 34% ~ 100% 范围调节，实际氧浓度一般均在 34% ~ 40%。上述空氧混合器是以压缩氧气为动力的。有少数定压型呼吸机以压缩氧和压缩空气为动力，两者加到混合装置后，可通过调节氧流量或空气进入量准确地控制吸氧浓度。

定量型呼吸机的折叠气囊的进气口，有空气和氧气两个入口，吸氧浓度受氧流量和通气量影响。它们之间的关系如图 3－7 所示。

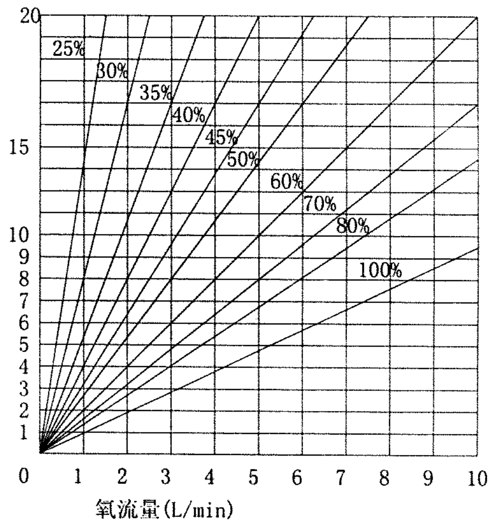


图 3－7　通气量与氧浓度

如果根据病情需要把吸氧浓度确定之后，则氧流量和每分钟总通气量成正比关系，即通气量和氧流量必须同时按比例变化才能保持氧浓度恒定不变。如果要求增加氧浓度，可以采用提高氧流量或降低通气量的办法来实现。定量型呼吸机如需要放入纯氧，可在进气口加接储气囊，调节氧流量，使折叠气囊每次充气，储气囊还保留少量纯氧，吸氧浓度即可达 100%。如在储气囊前串接一空气入口阀，则可调节储气囊充气程度，亦可控制吸氧浓度。

2. 主机

呼吸机的主机由控制电路、机械运动部件及气路组成。它把空氧混合气体，按照设定的参数，如通气量（包括压力、流量、容量）、呼吸频率、吸呼比及选定的

通气方式给病人供气。

3. 湿化器和雾化器

把主机向病人提供的气体加以湿化的装置，称为湿化器。雾化器是将液体雾化处理的装置。气体的湿化、液体雾化可以对病人的气管、支气管粘膜起到保护作用。通常该部件还具有加热装置，即加热湿化或加热雾化，以便使气体接近于人的体温，减少对病人的刺激。湿化作用常用蒸汽发生器或雾化器来实现。

(1) 蒸汽发生器

蒸汽发生器是将水加温，产生水蒸汽的原理来增加吸气中的含水量。它是比较符合生理要求的。因为它与口鼻腔的作用一样、使吸入气体既加温又湿化，构造比较简单。

蒸汽发生器中可加入挥发性药物，如枇杷叶、复方安息香高等，但不能应用非挥发性或受热破坏的药物。另外，高热患者也不宜用蒸气吸入。

蒸汽发生器串联于呼吸机吸气管道之中。它和呼吸道的连接管道要尽量短些，以减少水蒸汽的凝集。蒸汽发生器一般均装有电阻恒温装置，如图 3－8 所示。考虑到恒温装置万一失控，水温剧增，可能造成呼吸道烫伤事故，因此要经常观测水温、或加控温双回路保险。

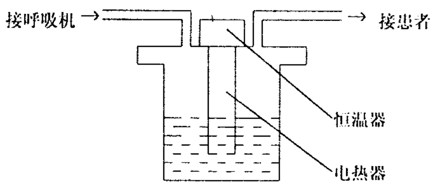


图 3－8　电热恒温蒸汽发生器

(2) 雾化器

雾化器是应用气体射流原理，将水滴撞击成微小颗粒，悬浮于气流之中，输入呼吸道进行湿化的装置。雾滴不同于蒸汽，前者为水滴，后者为水分子。水蒸汽受温度限制，而雾滴与温度无关。颗粒越多、密度越大，空气的含水量越高。雾滴大小不同，1 它们在呼吸道中的沉降深度也不同，如表 3－1 所示。

表 3－1　　雾滴大小在呼吸道中的沉降深度

呼吸道（沉降深度）	雾滴直径（微米）
咽喉气管	60
支气管、细支气管	20～60
细支气管	6～20
肺泡管	3～6
肺　泡	0.5～3
随呼气排出	<0.5

雾粒直径大于 60μm，在口腔、咽喉即行沉降。小于 0.5μm 者，虽可进入肺泡，但不会沉降，仍随呼气排出，所以雾滴过大、过小都不能起到湿化作用。当雾滴直径为 3～6μm 时，可沉降于呼吸道及肺泡中，能起到良好的湿化作用。雾化液中可加入抗生素、支气管舒张剂等药物作为呼吸道局部疾病治疗使用。此种雾化器以压缩气体为动力，喷出气体由于减压和并发效应，其温度明显低于室温。在室温较低时，要进行加热，防止对呼吸道产生刺激。

近年来逐渐推广超声雾化器，利用超声波将水滴击散为雾滴。具有雾滴均匀，有效颗粒密度高，没有噪声，并附有加热装置，可以调节吸气温度和流量等优点。

超声波是用电子振荡器，驱动压电陶瓷产生的。工作频率为 1.5～2MHz，雾粒直径为 0.5～10μm。雾化器串联于吸气通道，其工作受呼吸相控制，吸气时有雾化、呼气时停止，间断工作，有效使用。

4. 外部管道

呼吸机外部管道的作用是把经过湿化或雾化的气体提供给病人，同时把病人呼出的气体通过呼吸活瓣直接排出。外部管道还要把呼吸信号反馈给主机，以便达到同步呼吸，有效地改善病人的换气效能。

（1）气管插管和气囊套

气管插管由橡胶或塑料制成，其软硬适度，便于插入而又不致于损伤上呼吸道粘膜。插管还需装配由乳胶或薄膜塑料制成的气囊套。使用前先将囊内气体排尽，插入气管后自然膨胀，可以堵住气管间隙，防止漏气。如密闭效果不够理想，还可酌量注入空气。气管插管和气囊套的外形如图 3－9 所示。

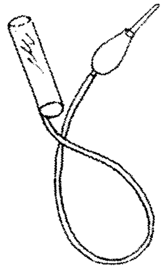


图 3－9　气管插管和气囊套

（2）面罩

临床上常用面罩有两种。一种用于麻醉机，为胶质面罩，裙边为充气环囊，用以增加与面颊皮肤的接触面，防止漏气和减轻管部压力。第二种为有机玻璃面章，边沿为乳胶制成的充气囊垫，具有重量轻、柔软、密贴等优点，用作固定面罩。

（3）螺纹管

螺纹管用作呼吸机的通气导管，过去多由橡胶制成。为防止管腔扭曲引起管腔狭窄或阻塞，采用螺纹折叠结构。橡胶制品虽有不易阻塞的优点，但内壁不平，增

加气流阻力，且随气压变化而伸缩，增加呼吸机的死腔效应。近年来、采用软性塑料导管，管壁内有螺旋弹性钢丝，较好地克服了上述缺点。

（4）二通呼吸阀

有机玻璃阀体有两个通道，一端通道进气，另一端与患者相连。呼气口为阀体，上面排列成环形的10个小孔，其上覆盖薄膜乳胶一片，使成单向阀，阀体内还有一鱼嘴阀，由硅胶制成，其底座为圆形内凹薄片，可推向前移，并借本身弹性后移复位。加压吸气时，鱼嘴阀底座被推向前，堵塞呼气孔，空气经鱼嘴阀进入呼吸道；当加压中止并转为负压时，鱼嘴阀底座后移复位，呼气孔开放，肺内气体即可借胸肺弹性的回缩，排出体外。

（5）单向蘑菇活瓣

如图3－10所示。它是用乳胶压制成蘑菇形状的薄片。当单相阀有气流通过时，膜片发生弯曲，并借柔性向外位移，让气流通过。反之，当有压力作用时，膜片贴附在阀口座上，压力越人贴附的越紧密。这种阀通常应用在病人的吸气回路中，吸气时单向阀打开，呼气时阀门关闭。对这种阀的要求是密封性要好，开瓣压力要低。一般开瓣压力小于9.8Pa（1cmH_2O）。

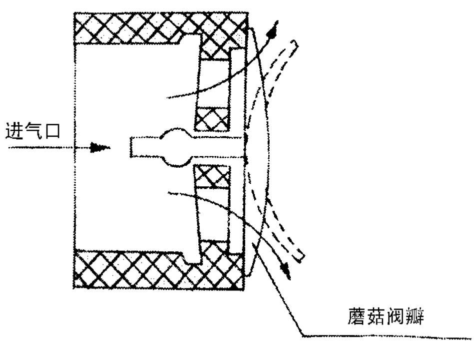


图3－10　单向蘑菇活瓣

（6）单向鱼嘴活瓣

如图3－11所示。鱼嘴活瓣的压力较低，单向性好，所以目前使用的较多。

（7）单向弹簧活瓣

如图3－12所示。阀片是塑料，由于弹簧的弹力顶住阀片，使与阀片阀体贴紧。当进气压力克服弹簧的弹力时，气体便通过。

（8）三通呼气阀

如图3－13所示。三通中一路为进气口，一路为呼气口，一路与患者相连。阀中有双联阀片和呼气阀片各一个。加压吸气时，空气进入进气口，推动双联簧片，关闭呼气口，气体进入呼吸道；当加压中止或转为负压时，双联阀片受弹簧弹力作用复位，阻断进气口，患者肺部弹性回缩，推开呼气阀，排出气体，经呼气口泄放。

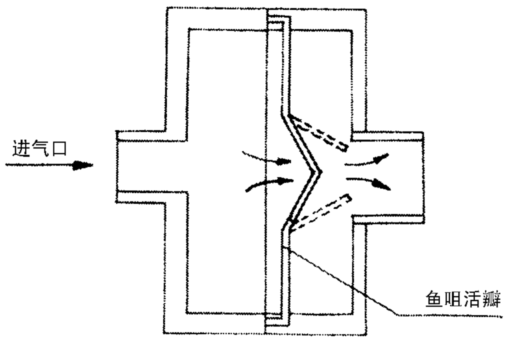


图 3－11　单向鱼嘴活瓣

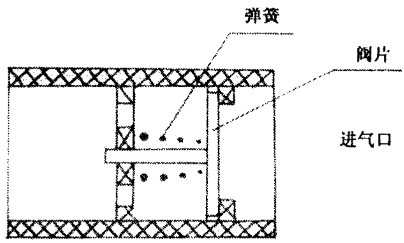


图 3－12　单向弹簧活瓣

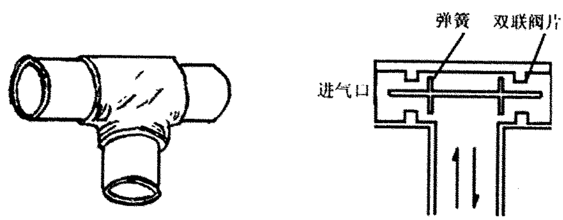


图 3－13　三通呼吸阀门

第二节　KTH－2 型可控同步呼吸机

一、呼吸机的构造与特点

1. 本机适用于临床上因疾病、中毒和外伤引起呼吸停止时作为控制呼吸用；也用于呼吸衰竭病人作为同步辅助呼吸用。同时可利用药物雾化，配合人工呼吸治疗呼吸系统的疾病。

KTH－2 型为电控、气动、时间切换型呼吸机，其通气量比压力切换型稳定。控制呼吸时，可分别调节呼吸频率和呼吸比，临床上使用很方便。该呼吸机体积小，可以在没有电源的情况下，进行手控呼吸。该机面板如图 3－14 所示。

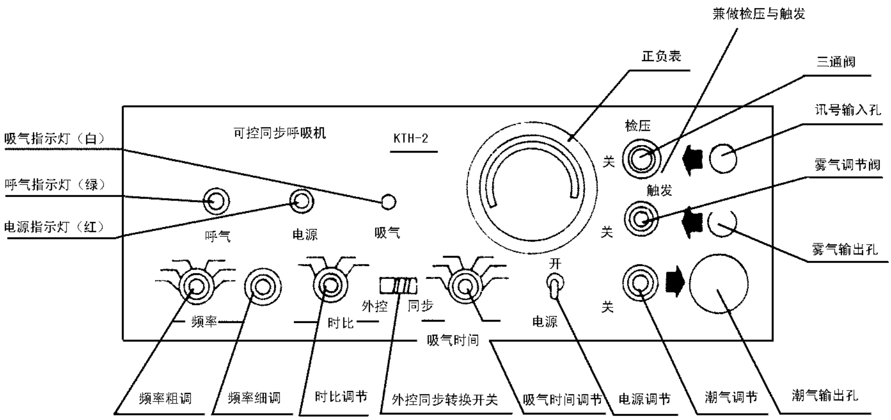


图 3－14　KTH－2 可控同步呼吸机面板图

2. 主要技术指标

①电源：220V/110V 交流供电。整机耗电量不大于 10W。

②气源：用普通氧气瓶或压缩泵供气，经过滤后使用。用氧气瓶供气时（如采用容积 40L，压力 12.5MPa（125kg/cm^2）规格），每天耗气量约二瓶。氧气瓶经减压阀输出的压力约为 0.15～0.3MPa（1.5－3kg/cm^2）。

③通气方式：间歇正压（IPPB）和呼吸末正压（PEEP）两种。正压调节范围：196Pa、392Pa、588Pa（2、4、6cmH$_2$O）。

④通气量：100～1000ml。潮气输出时，可同时进行药物喷雾或加温湿化。

⑤呼吸频率：粗分 6 档，即 15、20、25、30、35、40 次，各档之间可以连续微调。

⑥吸呼比：分 4 档，即：1∶1.5、1∶2、1∶2.5、1∶3。

⑦同步呼吸：由患者吸气产生负压控制。同步灵敏度为 7.84 ~ 14.7Pa（0.8cmH_2O ~ 1.5cmH_2O）。呼吸切换方式为时间切换型。同步吸气时间分 6 档，即 0.5s、0.7s、0.9s、1s、1.2s、1.4s。

呼气时间超过 5s 仍无吸气信号输入，则本机自动由同步呼吸转为控制呼吸，按预置的呼吸频率和吸呼比进行。一旦恢复自主呼吸，有吸气信号输入，则又可自动地由控制呼吸转换为同步呼吸。

⑧呼吸道最高正压为 4900Pa（50cmH_2O），超过此压力，安全阀自动打开，减气降压。

⑨本机还附有药物雾化装置、加热湿化装置及手控呼吸装置。

⑩主机体积为 180mm × 270mm × 400mm，重量 9kg。

3. 结构

KTH – 2 型可控同步呼吸机是电子线路控制高压气源驱动的时间切换型呼吸机。主机由气路、电路两大部分组成，原理如图 3 – 15 所示。

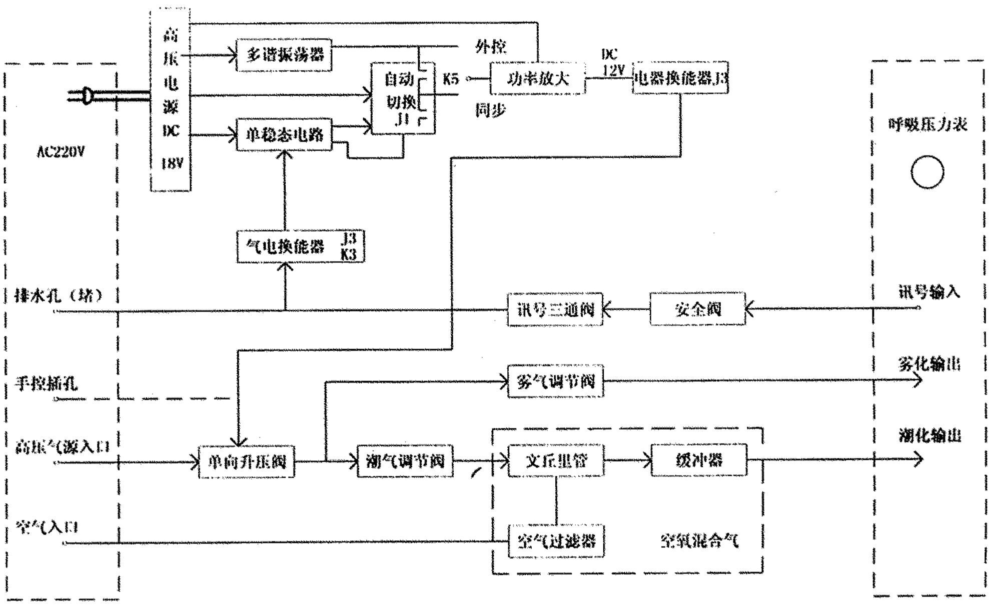


图 3 – 15　主机电路、气路方框原理图

电路部分由稳压电源、多谐振荡器、单稳电路、自动切换电路、功率放大器 5 个单元组成。控制呼吸时，多谐振荡器按选定的呼吸频率和呼吸比（即占空比）产生脉冲方波讯号，经功放级和电气换能器 J3 控制单向升压阀，向病人送气。同步呼吸时，由吸气信号（负压）推动灵敏的气动开关 K3，触发单稳态电路产生方波讯号，经功放后控制气道的单向升压阀。两种呼吸方式可由拨动开关 K3 选择。在同

步呼吸位置，还可根据有无吸气讯号自动与控制呼吸相转换。

气路部分包括 6 个部件：单向升压阀、潮气调节阀、雾气调节阀、空氧混合器、讯号二通阀及安全阀等。高压氧气源经减压后输入单向升压阀（由电器换能器 K3 控制），然后分二路输出：一路经潮气调节阀（调节适量潮气量）送至空氧混合器，混合后，经雾化器、呼吸活瓣阀送到病人呼吸道。另一路利用气瓶或气泵产生的高压气体作为药物雾化用，同时控制呼吸活瓣的呼气阀，使呼气阀在吸气时紧闭，呼气时打开。

另外，从呼吸活瓣还引出一小股气流，该气流压力可以较好地反映呼吸道压力的变化。如果压力超过安全值，则安全阀打开，自动泄放、减压。该气流又经讯号三通阀联通压力表及气功开关 K3，产生同步呼吸触发讯号。

二、气路结构

1. 单向升压阀

单向升压阀是小气流讯号控制大气流通断的气动元件，通俗地讲就是一只气流开关，结构原理如图 3 – 16 所示。

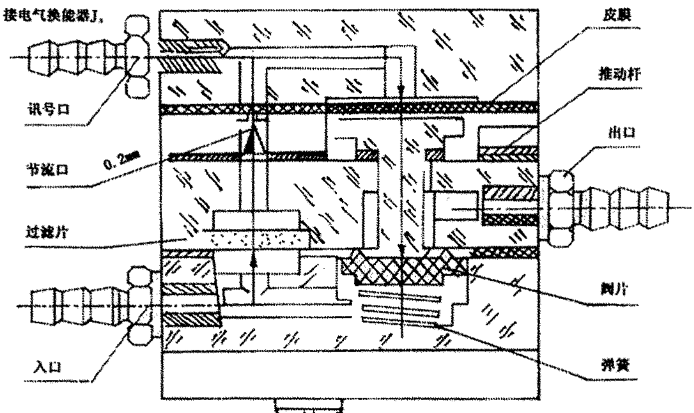


图 3 – 16　单向升压阀结构原理图

气体经减压后，从阀体入口进入，由于弹簧的弹力作用于阀片上，使阀口封闭，气体不能从出口接嘴流出。在阀体内靠近气流入口处，有一路气流经过滤片通过孔径 0.2mm 的节流口泄流，从讯号口排出到电气换能器（继电器 J3）。当控制电路对 J3 未加控制时，气流处于常通状态排出到电气换能器（继电气 J3）。当控制电路对 J3 未加控制时，气流处于常通状态，压强较低。当控制电路对 J3 通电控制时，J3 动作将气流堵住。于是，在讯号口管道内的泄流气体不断积存，压力逐渐上升，使阀体内右侧腔内产生足够的气压翻动皮膜，推动杆受到皮膜压力后，又去顶阀

片，该压力超过弹簧作用力时，推动杆向下动作，推开阀片。此时，入口气流便通过阀口流向出口 7 输出，供给病人吸气。

因此，单向升压阀的工作是由电气换能器 J3 控制的。J3 通电时，单向阀使气流导通；J3 断电时，单向阀使气流阻断。控制电路按呼吸频率和吸呼比的要求控制 J3 通电与否（呼气相）。为了防止节流小孔被气流中的尘粒堵塞，在节流孔前安置了铜网过滤片 2 对气流预先过滤。

在无交流 220V 时，利用手控装置也能完成单向升压阀送气与停止送气。手控装置串接在讯号口与 J3 电气换能器之间的设备用插口，用手指堵住气孔来代替 J3 的动作。

2. 潮气调节阀和雾气调节阀

它们是两只结构相同的针形阀，分别用以控制潮气和雾气的流量大小，流量线性较好。

3. 空氧混合器

由 3 个部分组成，空气过滤器、文丘里管、缓冲器。其中主要部件是文丘里管，其结构如图 3－17 所示。

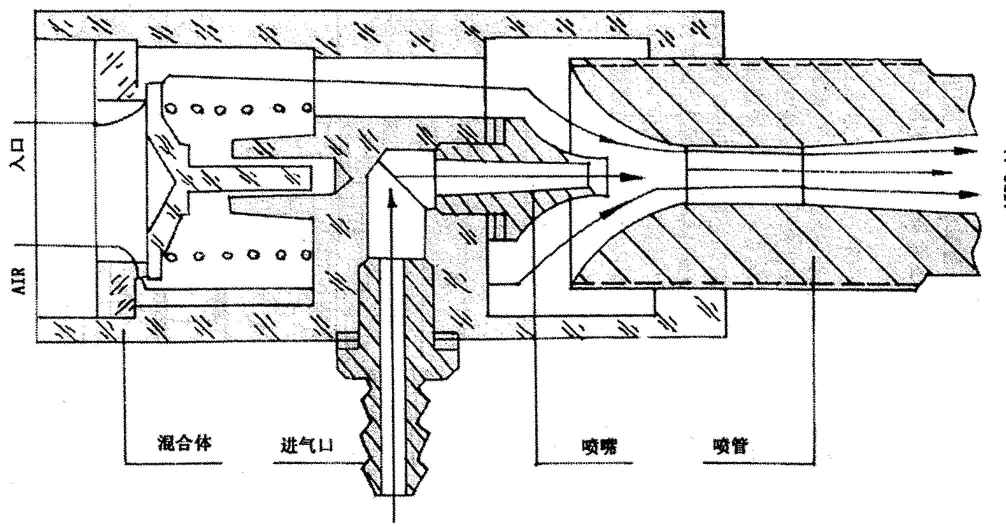


图 3－17　文丘里管结构原理图

减压后的氧气经过潮气调节阀后，从进气口进入喷嘴。喷嘴的截面积较进气口小得多，由于文丘里效应，在喷嘴口附近形成负压，将吸引周围空气一起进入喷管 4，氧气和空气再经过缓冲器均匀混合后，作为潮气输出提供给病人。

空气另有一个入口，经过空气过滤器（海绵）的过滤后，进入文丘里管的尾部，由于管内高速氧气流形成的负压，将单向弹簧阀门打开，空气被带进入管内，参加混合。

根据流体连续性原理，气体流速与管道截面积有下述关系：

$$\frac{S_1}{S_2} = \frac{V_2}{V_1}$$

即：$S_1 V_1 = S_2 V_2$

式中：S_1——进气口的截面积

S_2——喷嘴的截面积

V_1——进气口的气体流速

V_2——喷嘴的气体流速

由式可知，管内气体流速与管道截面积成反比。进气口的孔径为 2.8mm，喷嘴孔径是进气口孔径的 1/4，从截面积来说前者是后者的 1/16。因此，喷嘴口的气体流速是进气口流速的 16 倍，通过截面积的减小，得到了高速气流。

又根据流体力学的柏努利方程，在流管中任何两截面处，单位体积的流体的动能（$1/2\rho V_2$）和重力势能（ρgh）及该处压强（P）之和都是相等的。所以有下述关系式：

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho {V_1}^2 + \rho g h_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho {V_2}^2 + \rho g h_2$$

式中：P_1——进口处的压强

V_1——进入气体流速

h_1——高度

P_2——喷嘴处的压强

V_2——喷出气体流速

h_2——高度

ρ——气体密度

因为文丘里氏管是水平放置的，所以 $h_1 = h_2$，上式可简化为

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho {V_1}^2 = p_2 + \frac{1}{2}\rho {V_2}^2$$

可见，流速大的地方压强就低。所以高速气流从喷嘴喷出，在喷嘴口处形成很低的压强，周围空气补充到低压区而被高速氧气流吸带而进入喷管，这就是文丘里效应。

4. 讯号三通阀

3 个接口分别接讯号输入、正负压力表、气电换能器。作为输入讯号的气流来自病人呼吸道。当输入与正负压力表相连时，用于呼吸道检压；当输入与气电换能器 K_3 相通时，用于同步呼吸；当输入讯号与二者均相通时，用作同步检压；当输入讯号支路与二者均关断时，为机控呼吸不检压。

5. 安全阀

将呼吸道压力限制在 4900Pa（50cmH_2O）以下，以保护病人呼吸系统免遭高压致伤。

6. 气电换能器 K_3

它是病人吸气讯号转换为电脉冲讯号的传感器。它是一只用有机玻璃制成的容器，用一片十分平整带有金属片的皮膜分隔成两个腔，一个腔与病人呼吸道相联，一个腔通大气。当病人吸气产生一定负压时，吸动皮膜，使金属片触点接通，在电路中产生触发单稳态电路的脉冲讯号。

7. 呼吸活瓣

呼吸活瓣结构如图 3－18 所示，它是一种半开放式的活瓣。吸气时，单向蘑菇活瓣开启，机器向病人单向送气。呼气活瓣此时处于关闭状态。这时依靠从雾气调节阀来的高压气推动压力皮膜，压住不锈钢片，使气路被封闭。呼气时，单向蘑菇活瓣关闭，不锈钢片被吸气压力顶开，而通过圆周上的小圆孔排气。

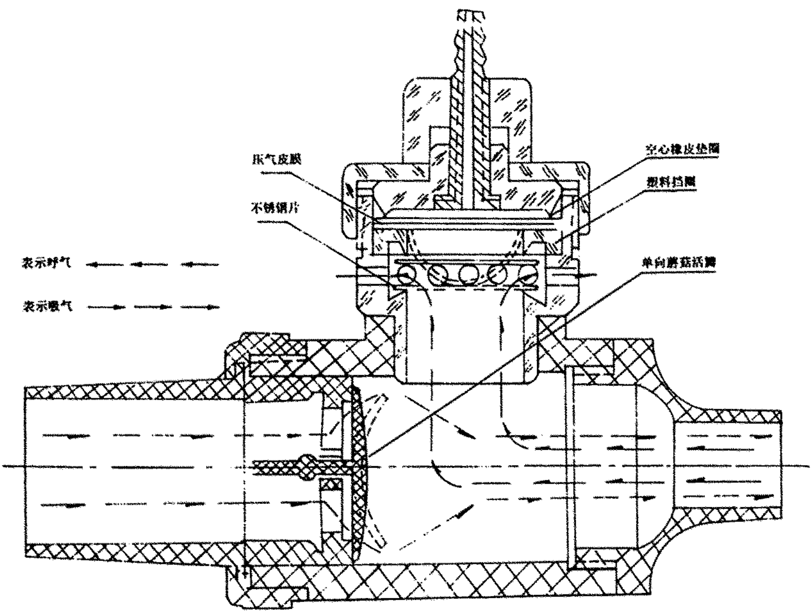


图 3－18　呼吸活瓣示意图

三、控制电路

控制电路的作用是产生脉冲讯号，驱动电气换能器 J3，去控制气路，使气路按呼吸节奏输出潮气，供给病人吸气。控制电路的方框图如图 3－19 所示。吨路原理如图 3－20 所示。

呼吸机的工作方式有两种，外控和同步。由开关 K5 选择。在外控时，呼吸机

对病人进行强制呼吸，改变多谐振荡器的有关参数可以改变呼吸频率和呼吸比。呼吸频率由波段开关 K1 粗调，电位器 W1 细调，可以从 15～40 次/min 任意选择。呼吸比的调节由波段开关 K2 来改变，分别为 1∶1.5、1∶2、1∶2.5 和 1∶3 4 档。K5 拨向外控位置时，多谐振荡器的输出讯号 VA 经自动切换继电器 J1，直接送到功率放大器。VA 低电平时。对应于吸气讯号，此讯号经功放及反相放大后，推动继电器 J2 和电气换能器 J3。J3 吸合，控制单向升压阀向病人供气。J2 控制呼吸信号灯。吸气指示灯和呼气指示灯分别由 J2 的常开和常闭触点接通或断开。VA 高电平时，功放级无驱动电流输出，J3 释放，呼吸机停上下送气。

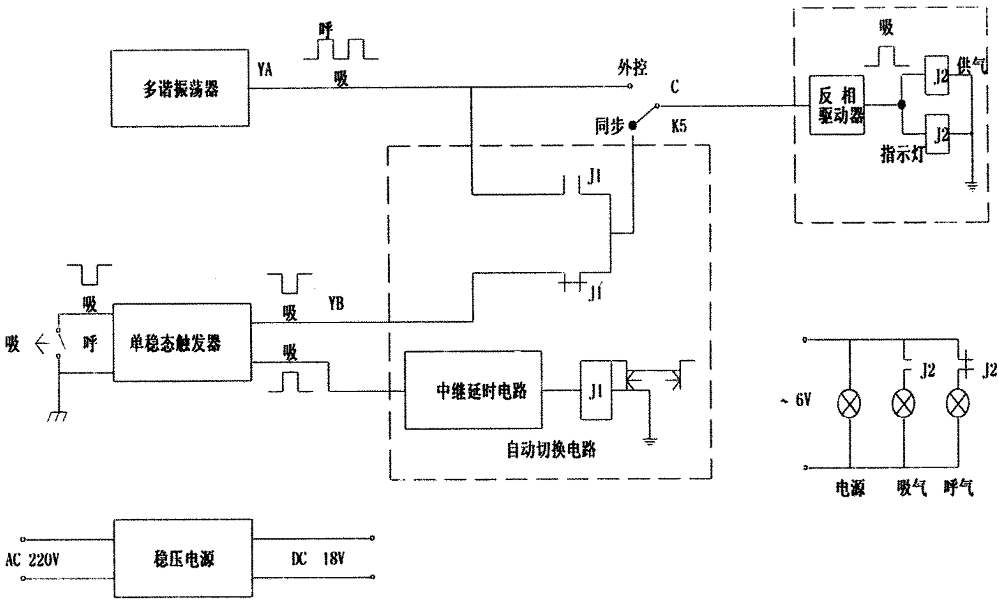
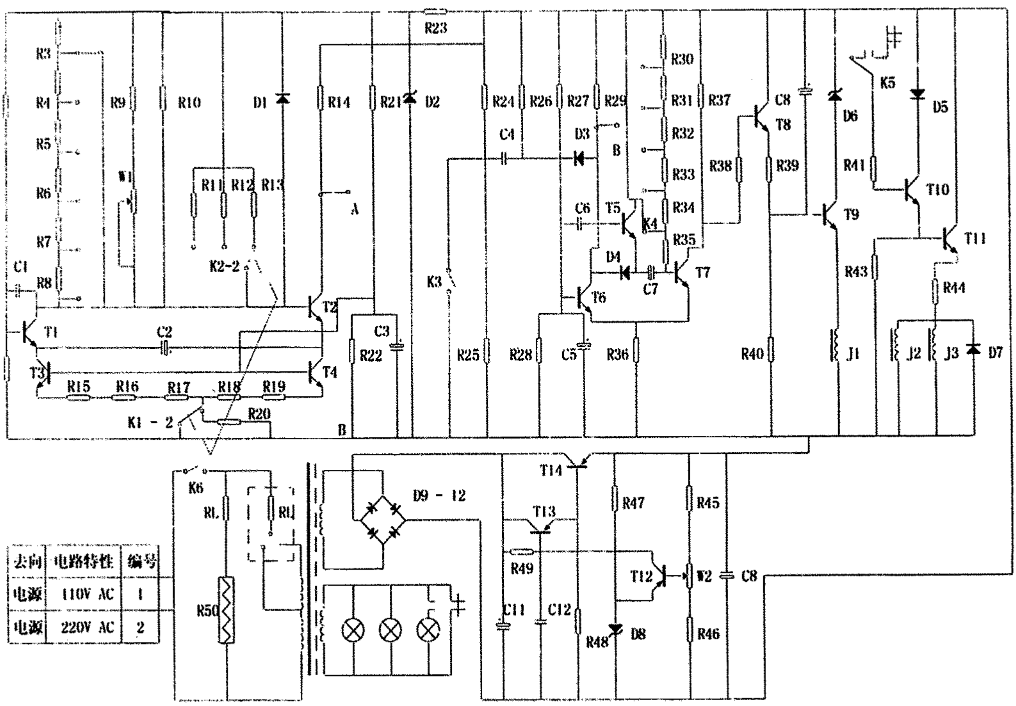


图 3－19　控制电路方框图

同步呼吸时，K5 拨向“同步”位置，这时多谐振荡器的输出讯号 VA 由于 J1 触点断开而不能进入功率放大器，外控讯号无效，单稳态电路投入工作。由呼吸活瓣的呼吸管路取出的“讯号”经三通阀到气电换能器 K3，病人吸气产生的负压讯号可使 K3 接通，从而触发单稳态电路翻转，产生同步吸气讯号 VB，经 J1 常闭触点送到功率放大器的输出讯号器，驱动 J3，控制单向升压阀，给病人送气。吸气时间决定于单稳电路的暂稳时间。该时间由 K4 调节，分 0.5、0.7、0.9、1.1、1.2、1.46 档。

单稳电路的另一路输出信号与 VB 相位相反。它直接输给自动切换电路，来保证当病人呼气超过 5s 后仍无吸气信号输入时，由自动切换电路把同步呼吸转变为外控呼吸。自动切换电路实际上是一个受中断延时继电器控制的继电器 J1。延时电路，受 VB 触发，延时 5s 后使 J1 吸合。但在这 5s 内如果有第二个吸气正脉冲 VB 触发，则延时电路重新开始工作。在正常情况下，病人自主呼吸的间隔时间一般＜5s，

延时电路一直工作，故 J1 始终处于释放状态，B 和 C 相通，进行同步呼吸。只有当病人自主呼吸停止或呼吸频率过缓时，J1 才有吸合可能，这时 B – C 切断，A – C 相通，外控信号 VA 又直接进入功放级，对病人实行外控呼吸。如果病人恢复呼吸功能，J1 释放，电路又自动切换到同步呼吸方式。KTH – 2 同步呼吸机控制电原理已由图 3 – 20 示出。控制电路由几个基本单元组成。



去向	电路特性	编号
电源	110V AC	1
电源	220V AC	2

图 3 – 20　司控同步呼吸机电路原理图

1. 多谐振荡器

多谐振荡器的简化电路如图 3 – 21 所示。该电路是一个射极耦合多谐振荡器。T3、T4 接成恒流源。

$$I_{e3}=\frac{V_{b3}-V_{be3}}{R_{e3}} \quad I_{e4}=\frac{V_{b3}-V_{be4}}{R_{e4}}$$

因为 VB 是定值，$V_{be3}=V_{be4}=0.6\sim0.7V$，所以 R_{e3}、R_{e4}一经恒定，I_{e3}、I_{e4}便为恒定值。

电路是这样振荡的。当接通电源一瞬间 T1，因电路参数总存在些差别，I_{C1}、I_{C2}增长速度不一样。设 I_{C2}增长速度更快一些，即 $I_{C1}>I_{C2}$则引起下述过程：

$I_{C1}\uparrow - V_{C1}\downarrow$ -$I_{C2}\downarrow$ -$I_{C1}\uparrow\uparrow$ （$I_{C1}+I_{C2}$）$\rightarrow I_{C2}\downarrow\downarrow$……$I_{C1}$上升的结果将使 I_{C2}进一步下降，反过来又促进了 I_{C1}更快的上升，这是一个很迅速的正反馈过程，其结果使 T1 导通，T2 截止，A 点输出高电平。V_{b1}、V_{C1}、V_{e1}基本恒定，由 I_{e4}的一部分（即

I_{e4}）对 D2 及反向恒流充电（放电），随着电容电压的变化，$V_{e2}=V_{e1}+V_{C2}$ 线性下降。到 T2 时刻，V_{e2} 下降到使 $V_{be2}=0.6V$ 时，T2 开始导通，这时发生下述正反馈过程：

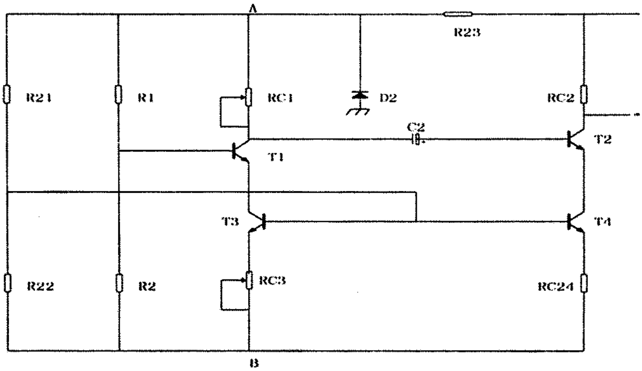


图 3－21　多谐振荡器简化电路

$I_{C2}\uparrow - I_{C1}\downarrow$（$I_{C1}+I_{C2}=$ 定值）$- V_{C1} - I_{C2}\uparrow\uparrow$，同时由于 $V_{C1}\uparrow - V_{e2}\uparrow - V_{e1}\uparrow$（$V_{e2}$ 在 T2 瞬间不变）$- I_{C1}\downarrow - I_{C2}\uparrow\uparrow$。

这就使得 T2 迅速导通，T1 很快截止。A 点输出低电平。这一正反馈过程结束后，V_{b2}，V_{e1} 基本上恒定。I_{C2} 的一部分，即 I_{e3} 对 C2 进行充电。恒流充电的绒果又会使 V_{e1}，逐渐下降到 T_3，时刻 V_{e1} 下降到使 $V_{be1}=0.6V$ 时 T1 开始导通，新的翻转过程又重新开始。如此周而复始，就是电路振荡的基本过程。为了便于理解这一过程，图 3－22 给出各主要工作点的波形图。

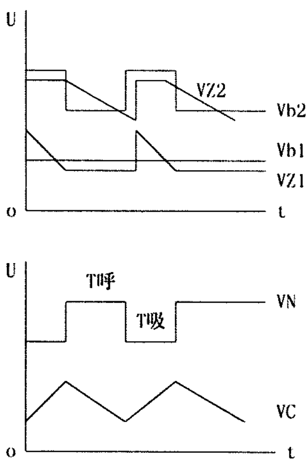


图 3－22　多谐振荡器波形

振荡器的 VA 用作呼吸控制讯号，因此振荡器的工作频率就是呼吸机的呼吸频率。VA 高电平的持续时间为 T 呼，低电平持续时间为 T 吸。改变振荡器频率。RC1 增大时，V_{C1}（即 V_{b2}）段低电平↑，将使 T 呼增加；与此同时，RC1 调节呼吸频率时不会影响呼吸比。图 3－20 中 W1 用作频率细调，和 Kl 对 RC1 的粗调相配合，可以满足呼吸频率在每分钟 15～40 次范围内连续调节使用。

呼吸比可以通过改变 R_{e3}、R_{e4} 来调整。$R_{e3}+R_{e4}$ 取定值从电路分析可知，R_{e3} 较小，I_{C3} 增大，在 T2 导通时，对 C2 充电速度将会提高，从而 T2 导通时间缩短，吸气时间减少。R_{e4} 增加，I_{C4} 减小，在 T1 导通时，电容器 C2 放电速度缓慢，使 T1 导通时间较长，从而延长了呼气时间。可见 R_{e3} 减小，R_{e4} 增大，将使吸呼比减小。

通过 K2－1 改变 R_{e3}、R_{e4}，可以得到吸呼比为 1∶1.5、1∶1.2、1∶2.5、1∶2.5 4 档。电路中 R20＝10K 舶作用是为了防止在 K2 转换过程中，R_{e3}、R_{e4} 出现瞬时开路，造成振荡器停振。R11～R13，通过 K2－2 与 K2－1 同步调节，用于补偿改变吸呼比对频率的影响。R10 是频率校正电阻，其阻值常常在调试最后阶段确定。C1 用于防止高频自激振荡。

2. 单稳态触发电路

图 3－23 给出了单稳态触发器的简化电路。这是一个射极耦合的单稳态电路。稳态时，T7 饱和导通，T6 截止。当病人吸气时，气电开关 K3 闭合，使 R24，R25 分压点电位突降至 0V，经过 C4、R26 微分之后所得负向脉冲，通过 D3，D4 加到导通管 T7 的基极，使电路出现下述正反馈过程，电路迅速翻转，变为 T7 截上下，T6 导通。

$V_{b7}\downarrow - I_{c7}\downarrow - V_{e6}\downarrow - I_{c6}\uparrow - V_{C6}\downarrow - V_{b7}\downarrow - I_{C7}\downarrow\downarrow$。但暂稳态是不能持久的，随着对 C7 反向充电，$V_{b7}$ 逐渐上升，当 V_{b7} 上升到 $V_{be7}=0.6$ 时，T7 开始导通，这时电路又产生下述正反馈过程。$I_{C7} - V_{e6} - I_{C6} - V_{C6} - V_{b7} - I_{C7}$ 使得 T7 开始导通，这时电路又产生下述正反馈过程。

$I_{C7}\uparrow - V_{e6}\uparrow - I_{C6}\downarrow - V_{b7}\uparrow - I_{C7}\uparrow\uparrow$ 使得 T7 迅速由截上下变为饱和，T6 由导通变为截止，同时 T5 导通，I_{C5} 对 C7 迅速充电，使电路很快恢复到稳定状态。这里 T5 的作用就是使电路从暂稳态恢复到稳态时，减少恢复时间，提高翻转速度，使 B 点输出波形上升陡峭，定时精度相应提高。暂稳时间里，B 点输出的低电平作为吸气控制信号，因此吸气时间完全由单稳电路的暂稳时间决定，利时间常数 Rb7、C7 成正比关系，电路设计上用波段开关 K4 来改变 Rb7 的大小，使吸气时间在 0.5～1.4s 范围内分 6 档可调。单稳电路各点波形如图 3－24 所示。

3. 自动切换电路

自动切换电路如图 3－25 所示。

自动切换电路由 T8，T9 和继电器 J 等组成。D5 用于给 T9 发射极加上一个合适的基准电压（＝11V），R40，C8 是积分延时电容，下面分析该电路工作原理。

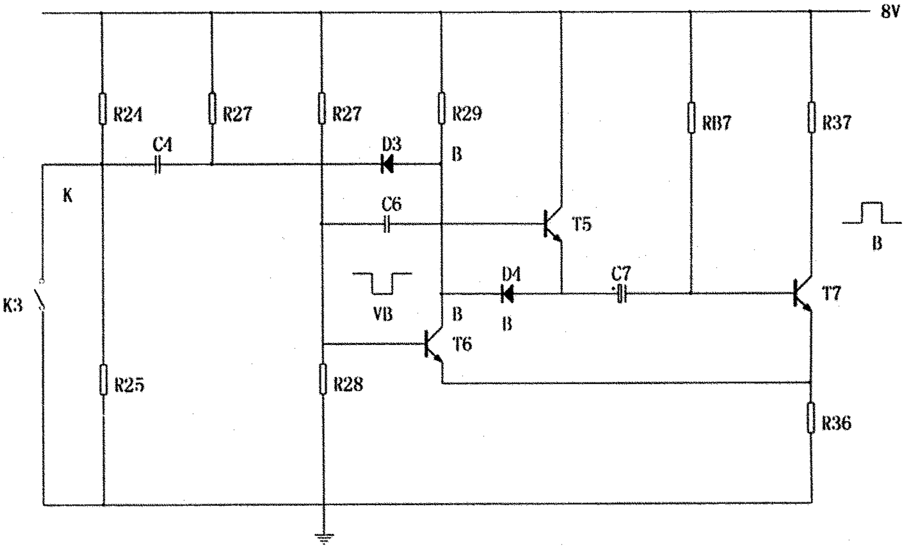


图 3－23　单稳态触发电路

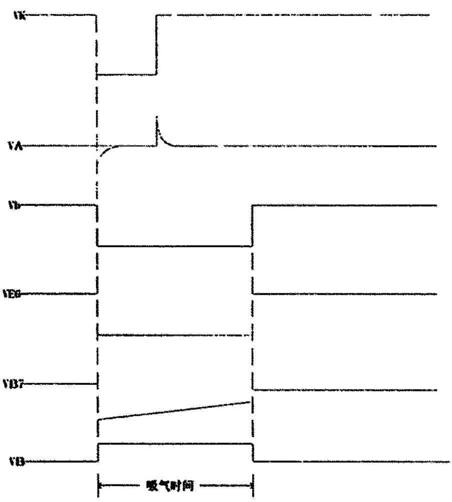


图 3－24　单稳触发，乜路各点波形

当 B 输入信号恒为低电平时，(这种情况在病人停止呼吸时出现)，T9 由 R40 提供基极电流，处于导通状态，T8 截止，继电器 J1 吸合，J1 的常开触点闭合，功率放大器与多谐振器相连，保证呼吸机对病人进行人工呼吸。这时 R40 同时给 C8 充电。

当病人开始吸气，输入信号变为高电平，T8 导通，C8 上的电荷通过 T8 和 R39 迅速泄放。T9 截上下，继电器 J1 释放，功率放大器的输入端变成与单稳电路相连，

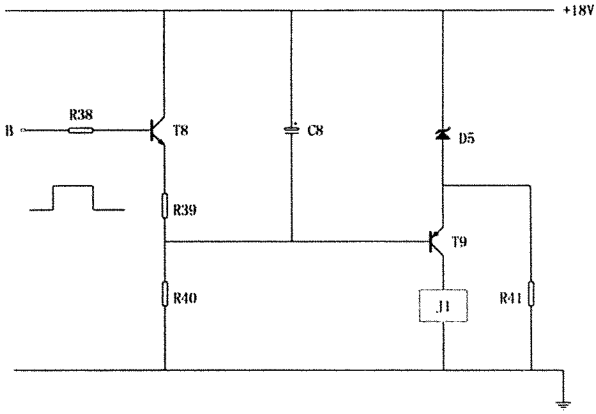


图 3－25　自动切换电路

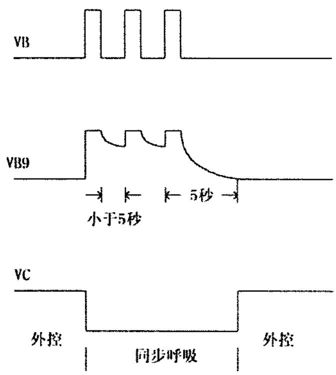


图 3－26　自动切换，电路波形

使呼吸机转入同步呼吸状态，电容器 C8 通过 R40 充电，通过 T8 和 R39 放电，T8 导通时，等效电阻很小，R40＞＞R39。因此 C8 的充电时间比放大时间要慢得多，一旦 B 有输入高电平吸气信号出现，使 C8 迅速放电，然后慢慢充电，T9 将保持较长时间的继续截止。该电路在设计时，保证 T9 在截止后在 5s 之内又有一个吸气正脉冲输入，使 T8 导通，则 T9 又要再经过 5s 才会导通，正常呼吸状态，呼吸一次的时间小于 5s，此时 T9 将始终保持截止，因此呼吸机工作于同步方式。一旦病人停止呼吸，超过 5s 之后，T9 将恢复导通，从而切换电路各点波形如图 3－26 所示。从波形上可以清楚地看出 T9 基极电位的变化情况和 T9 导通条件。

4. 功率放大器

功率放大器如图 3－27 所示。

功率放大器实际上是一个功率驱动电路，当输入高电平时（呼气信号）T10、T11 截止，继电器 J2、J3 释放，J2 的常闭触点使呼气信号灯发光（绿色）。当输入

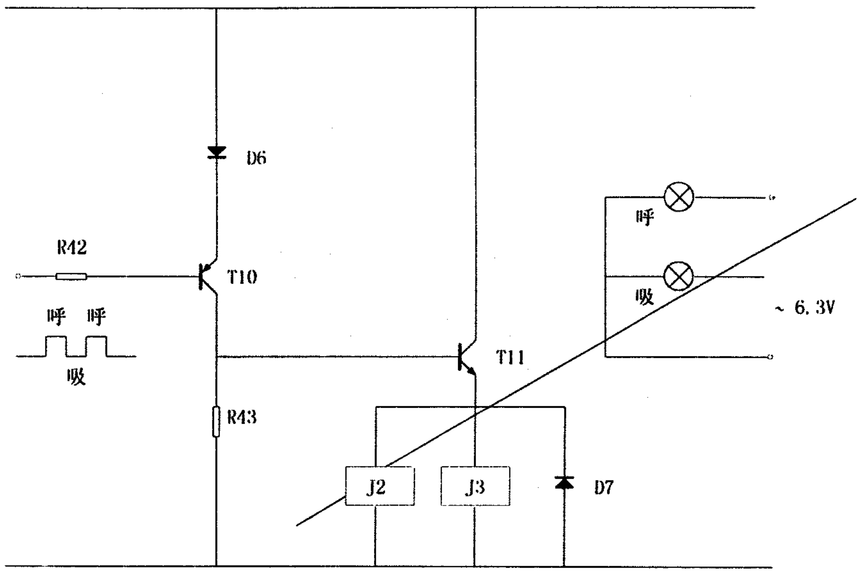


图 3－27　功率放大器电路图

低电平（吸气信号）时 T10、T11 均导通，继电器 J2 和 J3 吸合，J2 吸合使吸气指示灯（白色）发光，J3 吸合把单向升压阀的讯号口堵塞，阀门打开，高压气源输出，向病人送气。

第三节　SC－500 型多功能呼吸机

一、呼吸机功能与特点

SC－500 型呼吸机是一种自动化程度高、具有多种功能的气动、电控、时间切换型高档呼吸机，是我国最早应用微电脑进行控制的呼吸机。

1. 特点

①对系统主要参数实行 PID（比例、积分、微分）闭环调节。

②运用微电脑技术采集信息进行数据处理。

③能实时地显示 CO_2 浓度等 4 条曲线、14 个肺功能参数，并能打印这些曲线和参数值。

④精度高，能长期稳定地连续运行。

⑤功能较齐，具有 5 种呼吸通气方式、声光报警功能及自检、表演和教学功能。

⑥功耗较低，噪声较小，能长期稳定地连续运行。

2. 组成

该仪器外形如图 3－28 所示。由图示知：呼吸机由电子控制系统、气路传输系统、空气压缩系统、监测显示系统及 CO_2 传感器等组成。各分系统之间联接关系如图 3－29 所示。

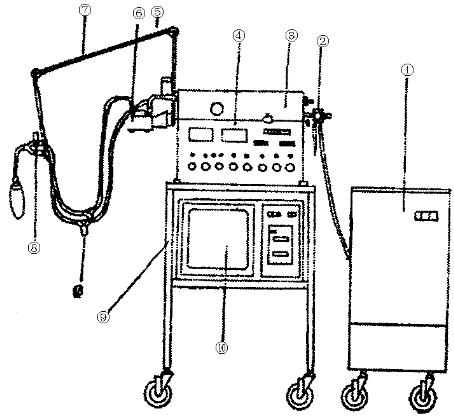


图 3－28　SC－500 型多功能呼吸机外形图

①ECP－1 空器气压缩机　②空氧混合　③气路箱　④主控箱　⑤PEEP 阀
⑥湿化器。　⑦机械手　⑧二氧化碳传感器　⑨小车　⑩ECP－2 监控箱、疏水器

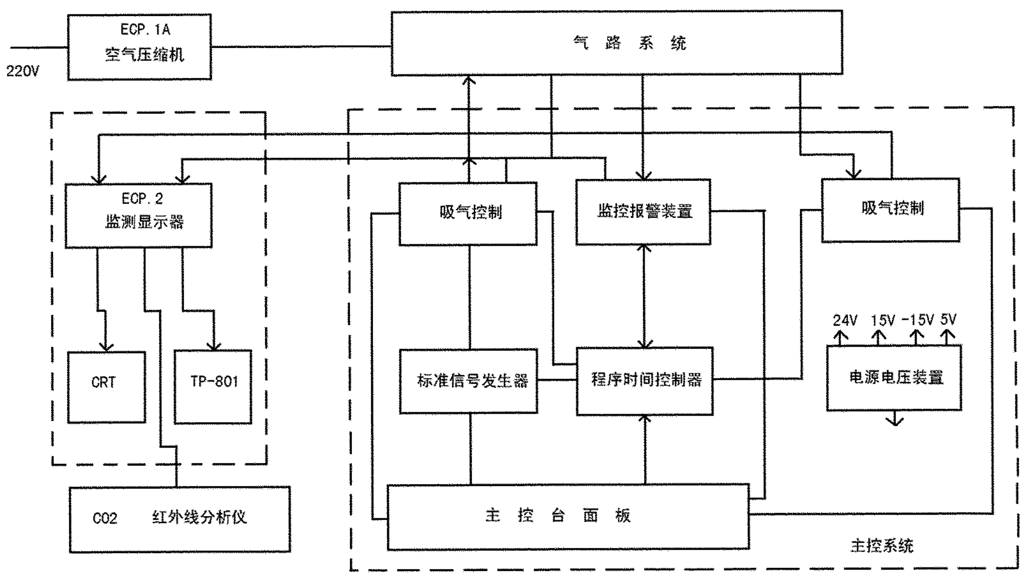


图 3－29　SC－500 型多功能呼吸机总体框图

（1）电子控制系统

电子控制系统是 SC－500 型多功能呼吸机的控制中心，它由吸气调节回路、呼气调节网路、标准信号发生器、程序时间控制器、监控报警装量及电源电压装置等组成。本系统的主要功能是严格地按照控制面板决定的参数，控制吸气伺服阀和呼气伺服阀的开度角。使两个伺服阀按照编排的时间程序有节奏地打开和关闭，使呼、吸自动调节回路的控制量、呼气流量、吸气流量和气道压力精确地复现给定的呼吸气流波形。控制面板如图 3－30 所示。面板上设有显示仪表、功能选择按钮、参数选择按钮及开关等。

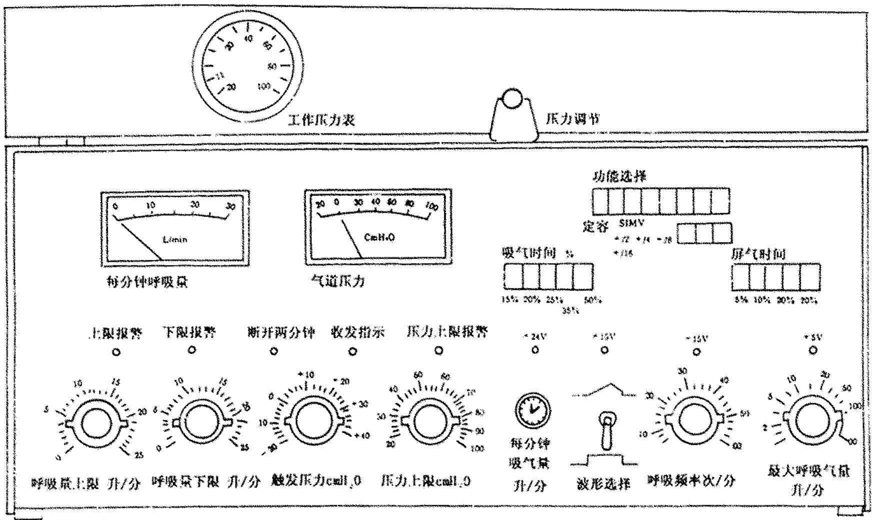


图 3－30　主控台控制面板

（2）气路传输系统

气路传输系统的功能是用来完成对空、氧气体的混合、过滤、贮存和湿化，经过这些环节处理后的洁净气体，通过无毒硅橡胶管输送给病人，同时导出病人呼出的气体。

（3）空气压缩系统

空气压缩系统是 SC－500 型多功能呼吸机的气动力源，它采用的是无油、洁净、低噪声、膜片式双缸空气压缩机，依靠电动机带动两个活塞做交替上下运动，从而将空气压缩成具有一定流量和压力的压缩空气源，通过气路传输系统供主机调节作用。

（4）监测显示系统

监测显示系统是呼吸机的数据处理系统。它不参与主机的控制，因此是一个独立的分系统。其主要功能是完成对主机参数的采集、贮存、传输、显示和打印。

二、气路系统

SC－500 型多功能呼吸机的气路，分为空气压缩系统和气路传输系统。

空气压缩系统是呼吸机的气动力源，由电机、压缩泵、消声器、过滤器、贮气罐、分水过滤、电磁阀、安全阀、阻压减震垫及保护电路等组成，如图 3－31 所示。

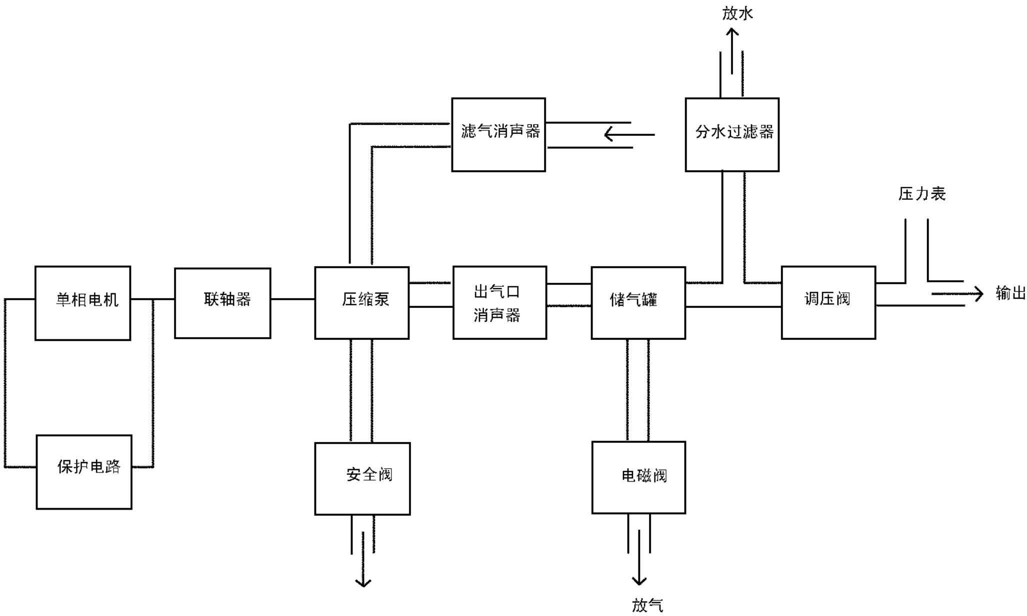


图 3－31　空气压缩系统框图

SC－500 型多功能呼吸机采用 ECP－1 型空气压缩机，它有两个气缸，差动式工作，协同完成吸气、压缩、排气不断往复的过程。为了保证病人能吸入洁净的空气，压缩机的进气口和输出口均有过滤器。ECP－1 型压缩机还采取了消声措施，除选用低噪声电机外，还在进气口、安全阀口和管道口加了三个消声器。

安全阀的作用是在输入气流量多于需要气流量时，排气管道内压力将不断增加到一定值时，安全阀将放出多于气体。

气路传输系统如图 3－32 所示。气路传输又分吸气、呼气两种通道。

吸气通道：来自压缩机的压缩空气和氧气瓶的氧气在空氧混合器里按照要求的比例进行混合。混合后，具有一定氧浓度的空氧混合气体流入进气按需阀。当病人吸气时，气囊压缩向外送气。气囊压缩时产生一个向下的位移，通过连续作用在按需阀的弹簧上，使进气口打开，气体经进气过滤器补充到气囊。随着气囊的充气过程，又将产生一个向上的位移，通过连续机构传递到弹簧，弹簧逐渐复位，当贮气囊充气到给定压力时，又将进气口关断。病人吸气期间，贮气囊输出气体经流量传

感器，伺服器、伺服阀、湿化器到病人呼吸道。

呼气通道：病人呼气期间，呼气阀门打开，呼出气体经过 CO_2 传感器，呼气流量传感器，伺服阀和呼气口止回阀及 PEEP 正压阀排入大气。

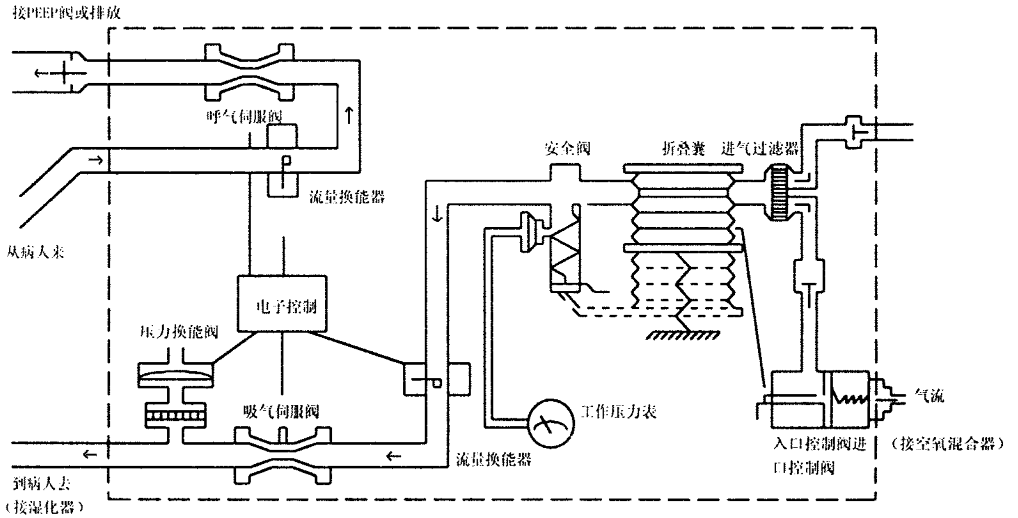


图 3－32　气路传输系统

气路部分几种部件

（1）进气按需阀

该阀门实际上是由弹簧、阀芯和密封圈等组成的自动开关。它利用贮气囊收缩或膨胀产生的位移作为控制信号，使进气打开或关闭。

（2）贮气囊

用来贮存气体，保持气道压力稳定，其结构形式象折叠式的风箱。

（3）匹配阀（PEEP）

它是一种机械式的气体恒流阀，调节恒流阀的旋钮，可以改变呼出气体的流速，这种在恒流阀的入口和出口之间就会形成压力差△P，△P 可以在 0～19.6kPa（0～20cmH_2O）范围内选择，作为病人所需要的呼气末正压。

（4）呼气出口止回阀

用来防止外界空气通过呼气出口倒流。

三、控制电路

控制电路由下列各部分组成：程序时间控制器、基准信号发生器、吸气控制器、呼气控制器、监控报警装置。

1. 程序时间控制器

其作用是根据预置参数产生吸气时间讯号和呼气时间讯号，并能从监测装置取得流量、压力报警讯号，及时地调整吸气和呼气的时间。该定时控制器还能产生多种时间讯号供其他分系统使用，还可用控制时间的办法，改变呼吸机的工作方式，如定容、叹息、同步间歇强制呼吸等等。

2. 基准信号发生器

它可以产生方波（恒流波）、加速波以及不吸气信号的波形，用来控制吸气流量的变化。三种波形如图 3－33 所示。在吸气时间 t_1-t_2 内，恒流波为方波，不叹气信号则与其相反。加速波由 3 条折线组成，第一条折线由吸气时间 t_1 开始，以一定的效率上升至 2/3 吸气时间（t_2-t_1）处，然后以同样的速率下降至吸气时间结束（t_2）。第三段为吸气时间结束时（t_2），垂直下降到零。三种基准信号波段都是用模拟集成电路实现的。

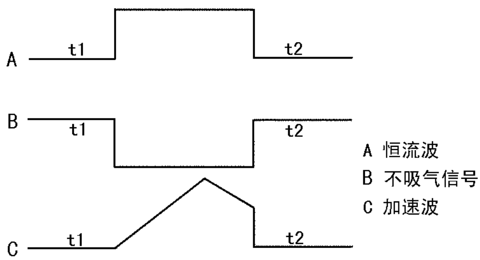


图 3－33　三种基准波形

选用不同波形时，呼吸气流和气道压力的相应波形如图 3－34 所示。

3. 吸气控制器

它是一个独立的自动控制系统，将传感器湖测出的向病人供气流或气道压力与呼吸机主控面板设定的流量或压力参数相比较，然后将误差信号放大，再经压控振荡器（VCO）转换成相应频率的脉冲信号去驱动步进电机，再由步进电机调整吸气阀的开合程度，使供给病人的实际吸入气流量或气道压力与设定的参考值一致，从而实现流量或压力的自动控制。图 3－35 和图 3－36 分别是吸气流量控制回路方框图和气道压力控制回路方框图。

在吸气期间，主控面板设定的流量或气压参数，由基准信号发生器转换化为相应的模拟电压控制信号，经 PID（比例、积分、微分）网络进行校正，放入后输到压控振荡器 VCO，进行 V－F 变换，模拟信号变成为数字信号，VCO 输山脉冲频率与控制信号的幅度成正比。脉冲信号再经功率放大后去驱动步进电机转动，使吸气伺服阀门打开相应的角度。具有一定氧浓度并经过过滤的洁净气体通过流量传感器、伺服阀、湿化器输到病人呼吸道。系统中的吸气流量传感器，将实时地检测管路中的气体流量并将其转换成电量，经前置放大和线性化处理后，反馈到吸气回路的输入端与给定的预置信号进行比较，即在误差信号计算器里将两种不同极性门信

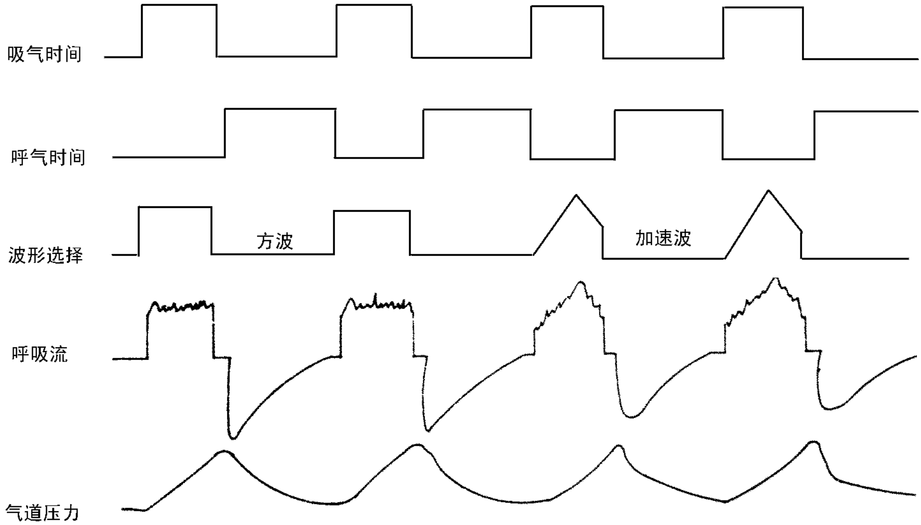


图 3－34　**呼吸气流和气道压力波形**

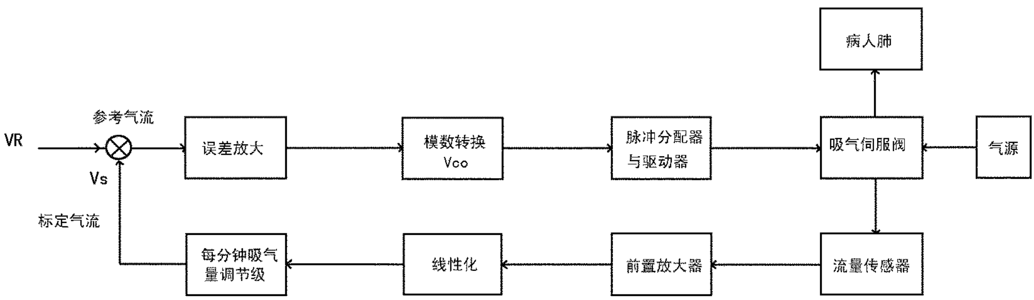


图 3－35　**吸气流量控制回路方框图**

号做加法运算。若计算结果，误差信号大于零。说明吸气阀门开度角小，此时病人吸气量偏低。正误差信号将使吸气阀门进一步开大，用反馈量增加到与控制信号相平衡。若是计算结果得到负误差信号、说明吸气阀门开度角偏大，此时病人吸气量过大，所以负误差信号要使阀门开度角减小，使反馈量减小到和控制信号刚好平衡为止。吸气调节过程一结束，基准信号发生器立即输出一个不吸气方波信号，使误差信号计算器产生一个幅度很大的负误差信号，经 V－F **变换后，去驱动步进电机以每秒** 500 **步的速度将吸气阀门迅速关闭，转入屏气（吸气阀门、呼气阀门均关闭）和呼气状态。气道压力的控制过程与此过程相似不再介绍。**

4. **呼气控制器**

吸气过程结束后，有一小段时间是屏气过程，接着程序时间控制器就发山开始呼气的时间指令。预置的呼气流量信号经过位置计算和脉宽功率放大后，驱动电磁

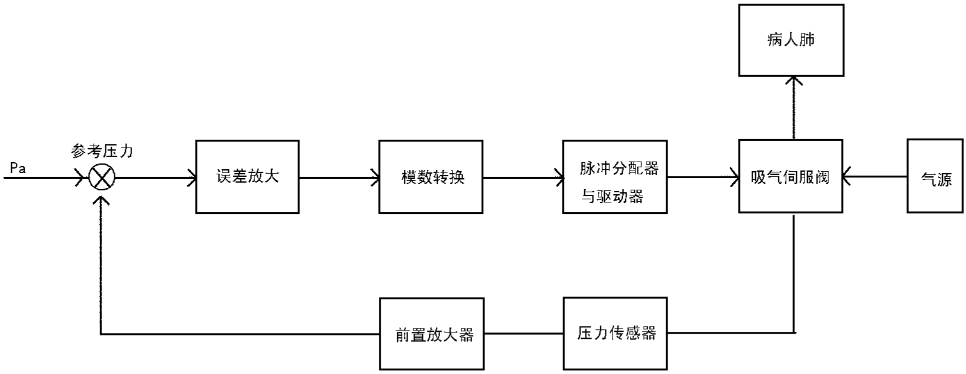


图 3－36　气道压力控制回路方框图

铁使气阀门打开。病人呼出的气体经过疏水器、呼气流量传感器、伺服阀、呼气出口止回阀排入人气。为了使病人呼气通畅，呼气流控制信号一般都设定在 100L/min 以上。

5. 监控报警装置

SC－500 型多功能呼吸机在工作过程中，监控装置一直在实时地对系统的气道参数和直流电压进行监测，一旦这些物理量中任何一个超过了极限值，该装置立即启动，发出卢光报警信号，通知监护人员采取相应措施，排除险情或自动地改变工作时序，以确保病人安全。监控装置由气道压力监控、呼气流量监控、平均电路、电压故障报警电路等组成。各报警功能的工作原理简述如下：

气道压力报警：来自压力传感器的实际气道压力电平，不断地与压力监控装置中预置的压力上限报警电平进行比较。若实际气道压力超过了上限报警值，则压力监控装置输出“停止吸气”和压力报警信号。“停止吸气”信号通过功能转换开关去改变呼吸时间发生器的正常工作时序，使病人从吸气状态立即转入呼气状态；压力报警信号一面驱动扬声器发山音响。一面使压力报警指示灯发亮。

呼气流量报警：来自呼气回路中的呼气流量，经过平均电路计算后，输入到呼气分容量报警装置，与预置的分容量上、下限报警电平比较，若比较结果大于上限，则误差信号将启动监控电路中的自激多谐振荡器，发出报警声响和灯光。

电压故障报警：该仪器有＋24V，＋15V，－15V，＋5V 四种直流电压需要进行监测，并分别将它们与预先给定的四种电压的下限电平进行比较，其中之一低于允许的下限电平时，则电平故障报警器中的比较器将输出误差信号电压，去启动多谐振荡器，振荡信号经功率放火后，驱动振荡器发出报警音响，并使相应的电压指示灯灭掉。

四、监测显示系统

1. 组成

监测显示系统的结构如方框图 3－37 所示。监测显示系统不参与主机的控制，其主要功能是完成参数的采集、贮存、运算、显示和打印，基本是一个数据处理系统。它主要由中央处理机 CPU，随机存贮器 RAM、只读存贮器 EPROM、计时器 CTC、汉卡 CCRC、模/数转换器（A/D）、微型打印机 TP－8019 等组成。信号源主要来自气压及流量传感器、CO_2 分析仪等。

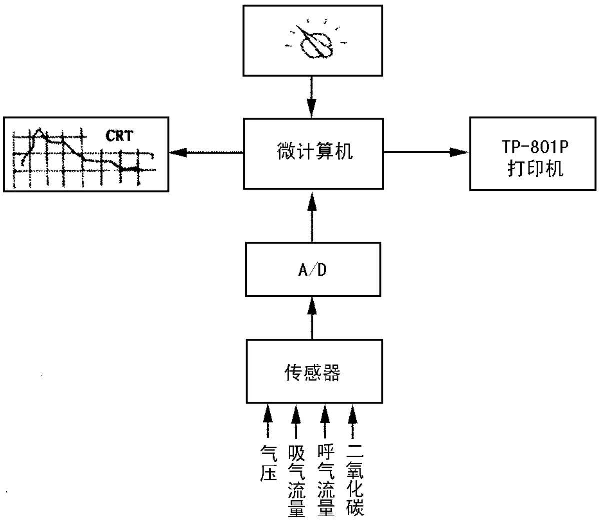


图 3－37　监测系统框图

2. 功能使用特点

该系统操作全部采用菜单对话方式，使用方便，即使对计算机缺乏了解的操作人员也很快可以掌握使用。开机后屏幕上首先显示该系统所有四种基本功能：检查、工作、表演、教育。“检查”操作可显示气路系统、主控系统，监测显示等是否正常。“表演”操作主要显示 SC－500 型的特点、技术指标等。“教育”操作，着重介绍 SC－500 型的简易操作程序。到“工作”阶段，它又显出菜单，供操作人员选择；从屏幕观察 CO_2 浓度等四种源信号；从屏幕观察有效潮气量等 13 个肺功能参数；从屏幕观察呼吸流量等 3 条综合曲线，并进一步提示下级屏幕内容有 CO_2 浓度曲线、气道压力曲线及动态顺应图曲线，可供选择，只要键入相应数码，即可分别观察到这 4 条曲线。

工作时显示的参数和曲线全部可以打印，作为资料保存和进一步分析。

SC－500 型多功能呼吸机，是我国自行研制的一种较为先进的呼吸机。它把微机应用于呼吸机的监测系统，使呼吸机的功能得到明显改进。

第四节　900C 型呼吸机

一、基本结构

900C 型呼吸机（Servo Ventilator）是德国西门子公司 90 年代的产品。它具有多种呼吸方式可供选择，还具有较强的面板显示功能和选择调节功能。为了病人的安全设有多种保护装置羽 1 报警装置。900C 型呼吸机的构造如图 3－38 所示。从图示知：呼吸机山气路单元、电子电路单元、气路连接附件、车架等部分组成。

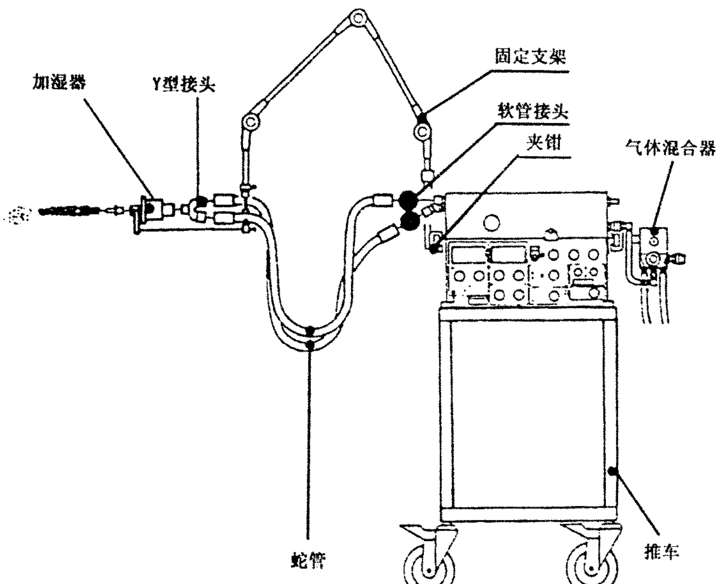


图 3－38　900C 型呼吸机的构造

1. 气动单元

气动单元的主体是一个气体传送系统，由气体导管、压力传感器和流量传感器以及控制阀门组成。其外形是一个长方体，左右两端有连接管道，如图 3－39 所示。气动单元放置在电子电路单元的上方。压力和流量通过反馈系统进行控制，传感器随时测量管路内气体的压力和流量，再将实际测量到的数值与面板上的设定值相比较，利用两者之间的误差修正控制阀门的动作，从而调节吸入和呼出气体的传送量。气动单元管路布置情况如图 3－40 的上部。

（1）气体供应有接口，上端是低压进气接口，下端是高压进气接口。

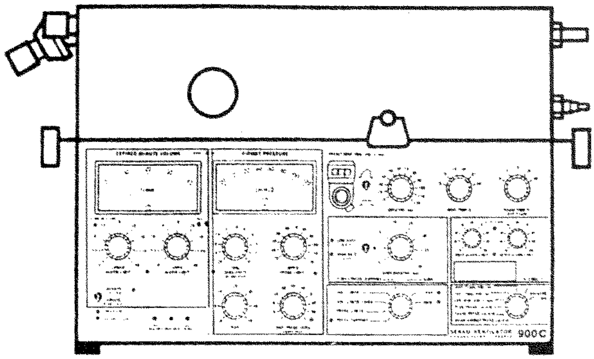


图 3－39　气动单元

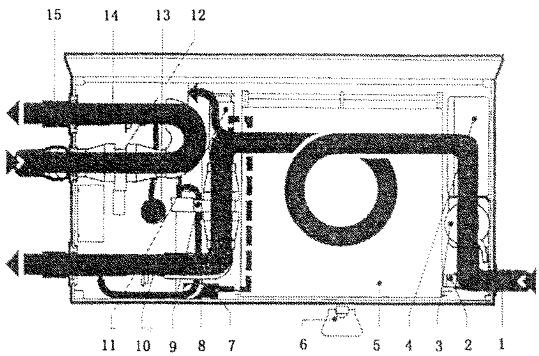


图 3－40　气动单元管路布置情况

（2）气体供应由阀门控制，使气袋内压力保持稳定。

（3）O_2 电池用来测量气体中的氧气浓度。

（4）气体所流经的细菌过滤器。

（5）气袋供应的气体经混合后以固定的压力贮存于此。

（6）用调节手柄调整弹簧张力以设定呼吸机的工作压力。

（7）压力表显示工作压力。

（8）当气袋充气过度或压力超过 11.7kPa（120cmH_2O）时，安全阀门会自动打开。

（9）吸气管路的流量传感器用来测量输送给病人的气体流量。

（10）吸气阀门用来调节吸气流量，在屏气和呼气阶段这个阀门关闭。

（11）吸气管路的压力传感器用来测量气路压力。

（12）呼气管路的流量传感器用来测量病人的呼气量。为避免水气凝结，传感器约加温至 60℃。

（13）呼气管路的压力传感器用来测量气路压力。

（14）呼气阀门在病人吸气时关闭，呼气时全开或按 PEEP 设定水准调节开启的程度。

（15）翼形单向阀门用来阻止排出的气体回流，当启动呼吸时，这是一项必要的装置。

2. 电子单元

电子单元包括具有调节、报警及监测等功能的印刷线路板。电子单元集中安放在一个长方形的机箱中，机箱的前面板上设置许多开关，旋钮和显示仪表，外形如图 3－40 的下部。气动单元的工作全部由电子电路控制。故障线路板可用原配线路直接进行更新（无需修理），这使得修复工作大为简化。

3. 操作原理

900C 型伺服呼吸机由两个独立的单元组成。即气动单元和电子单元。如图 3－41。

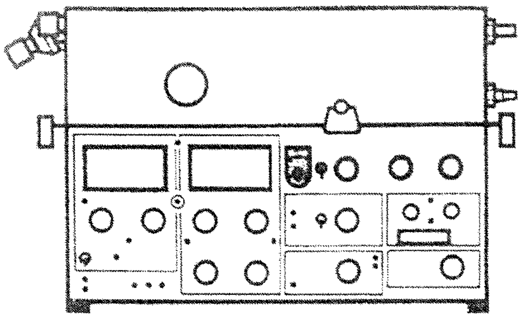


图 3－41　900C 型伺服呼吸机的组成

（1）气动单元

气动单元的主体是一个气体传送系统，其内部装有两个压力传感器，两个流量传感器和两个伺服阀门，每个传感器不断地把测量到的实际工作值馈送给电子单元。伺服阀门作为系统的控制部件用来调节吸入和呼出气体的传送量。

（2）电子单元

电子单元由三个控制系统组成。两个用来调节气体吸入量，一个用来调节气体呼出量。根据不同的定时控制以及所选择的呼吸机工作方式，在某段时间内只有一个控制系统起作用。

每个控制系统中都装有 PID 控制器（P 表示比例作用，I 表示积分作用，D 表示微分作用），反馈控制（调节系统）如图 3－42 所示，控制部件根据 PID 控制器的输出信号进行操作（定位）。

比例作用就是通过连续的基本定位调节使实际值与期望值相一致，积分作用中对实际值不断累积的微小误差给预缓慢变化的位置补偿：微分作用则对实际值的实然变化作出迅速的定位反应。来自传感器的实际值与通过前面板旋钮设定的期望值在 PID 控制器内进行比较，两者之间的差别产生了误差信号。这一信号被转换为吸

入或呼出阀门（控制部件）的定位信号。受控的阀门将调整其开启程度以消除原来的误差。这样，无论气路或肺部中的气量如何变化，期望值都能够保持在所设定的数值上。

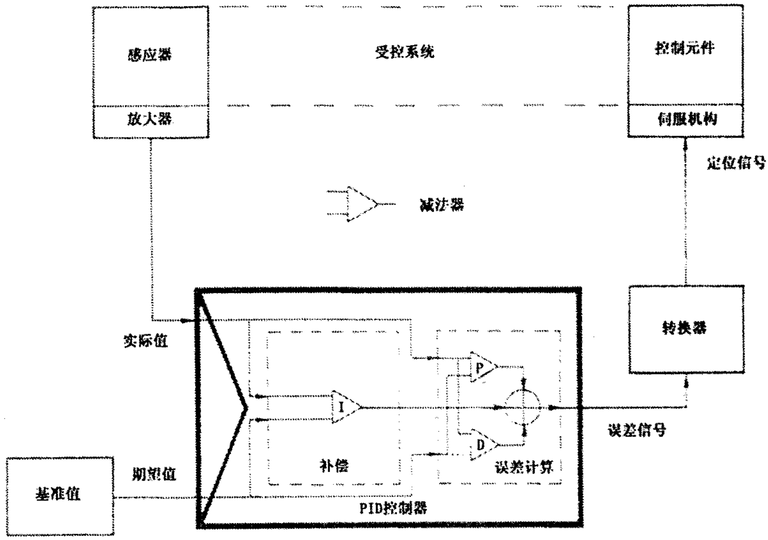


图 3－42　反馈控制方框图

①基准值：根据前面板的设定，这部分电路产生各调节系统所需要的基准值（期望值）。

②吸气量调节：由流量伺服环路实现的吸气量调节，在下述正作方式中起作用：定容式强迫呼吸（VOL，CONTR）、定容式强迫呼吸＋深呼吸（VOL，CONTR＋SIGH）手动呼吸（MAN）以及同步间歇性强制呼吸＋定压式辅助呼吸（SIMV＋PRESSSUPPORT）和同步间歇性强制呼吸（SIMN）方式中的强制吸气期。在此环路中，控制器输入的实际值来自吸气通道中的流量传感器。

由压力伺服环路实现的吸气量调节，在下述工作方式中起作用：定压式辅助呼吸（PRESS.SUPPORT）、定压式强迫呼吸（PRESS.CONTR）、持续气路正压力自主呼吸（CPAP）以及同步间歇性强制呼吸＋定压式辅助呼吸（SIMV＋PRESS.SUPPORT）和同步间歇性强制呼吸（SIMV）方式中的自主吸气期。在此环路中，控制器输入的实际值来自吸气通道中的压力传感器，经流量或压力控制器产生的误差信号送入两个环路共用的转换器中，然后由转换了的控制信号去调节吸气阀门（定位）。这一阀门是吸气量调节的控制部件。

③定时：这部分电路产生基准时基脉冲，时基脉冲的状态由前面板上的设定值决定。

④监测：面板上经指针式仪表和数字显示表指示的所有数据，均由这部分电路

进行监测。

电路将某些读数与预设的警报极限值进行比较，如果超过了极限值，声、光警报信号就会起作用。

监测分系统相对于调节分系统是独立的，监测系统还包括压力超高限制单元。

⑤呼气量调节：当采用呼气末正压力（PEEP）时，由压力伺服环路实现的呼气量调节在所有工作方式下都起作用。在此环路中，控制器输入的实际值来自呼气通道中的压力传感器。

由控制器产生的误差信号送入转换器中，然后由转换的控制信号去调节呼气阀门（定位）。这一阀门是呼气量调节的控制部件。

⑥电源：这部分电路提供 4 个直流稳压电源：+5V、±15V 和 +24V。

⑦输入/输出接口：这部分电路对输出信号起缓冲作用。同样呼吸机的一些功能也可以通过输入接口由外部信号进行控制。

二、面板示意图

为了使操作简便，把面板细分为 8 个区域，如图 3－43 所示。正常状况的设定都有绿色标示，若设定在红色标示位置时，必须注意可能对病人造成的危险。

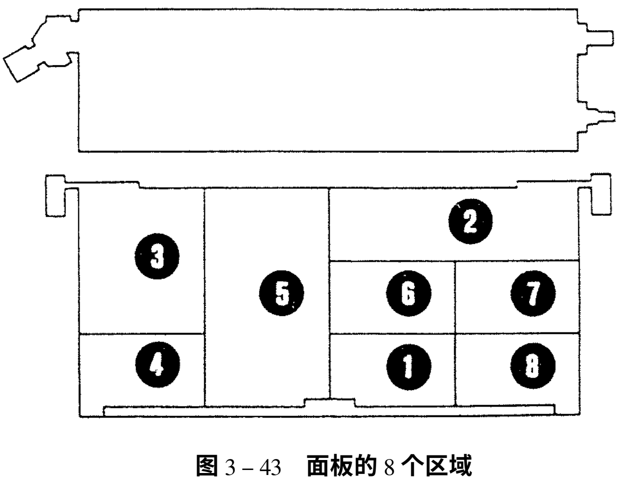


图 3－43　面板的 8 个区域

①呼吸方式选择　②呼吸参数　③每分钟呼气量　④特殊功能　⑤气路压力

⑥同步间歇性强制呼吸（SIMV）　⑦氧浓度警报　⑧监测

显示每分钟呼气量的表头及其他一些调整钮具有双重刻度。当选择在低量程工作时要看蓝色的刻度。

绿色指示灯表示呼吸机电源已经打开；黄色指示灯表示警报尚未设定或呼吸机设定在某些特殊功能上；红色指示灯表示警报。

三、呼吸方式

900C 型呼吸机可以借助呼吸方式选择开关选择 8 种不同的工作方式。

1. 强迫呼吸方式

（1）定容式强迫呼吸 Volume controlled ventilation（VOL. CONTR.）

在 VOL. CONTR 呼吸方式下，900C 型呼吸机按所设定的呼吸速率、呼吸时间向病人提供恒定的潮气量。如果病人开始自主呼吸，实际呼吸速率就提高，每分钟呼气量将随之增加。

（2）定容式强迫呼吸 + 深呼吸 Volume controlled ventilaton + sigh（VOL. CONTR. + SIGH）

在 VOL. CONTR. + SIGH 呼吸方式下，病人每次呼吸 100 次，900C 型呼吸机自动给与一次等速流量、双倍吸气时间、（因而双倍吸气量）的深呼吸。因此每分钟呼气量上限警报的设定必须适度的提高。一旦运用这种呼吸方式，呼吸机给与第一次正常呼吸后，即给与第一次深呼吸。以后每间隔 100 次正常呼吸，再给与一次深呼吸。

（3）定压式强迫呼吸 Pressure controlled ventilaton（PRESS. CONTR）

在 PRESS. CONTR. 呼吸方式下，呼吸机在设定时间内将恒定压力的气体供应给病人。病人每分钟呼气量由吸气压力水准、呼吸速率、吸气时间等参数决定，并且会显示在 EXPIRED MINUTEVOLUME 表头上。通过数字显示还可读到每次呼吸的潮气量（开关拨到 INSP. TIDAL VOLUME 或 EXP. TIDAL VOLUME 档）。如果使用无气囊（cuff）的气管内管或因其他因素气路内有漏气情形发生，应将屏气时间（PAUSE TIME）调整钮拨到 0%，以便使数字显示呼气量尽可能准确。使做这种呼吸方式时病人得到的是减速型流量。病人也可以按设定的灵敏度水准启动呼吸。

注意：工作压力及压力上限警报务必设定在最适当的位置。这在进行儿童治疗时尤其重要。

2. 辅助呼吸方式

（1）定压式辅助呼吸 Pressure supported ventilation（PRESS. SUPPORT）

PRESS. SUPPORT 是一种必须由病人自主呼吸启动方式。当病人患有哮喘病，手术后呼吸困难，或准备脱离呼吸机时可使用这种呼吸方式。

病人启动呼吸后，呼吸机在吸气时间内按所设定的水准提供恒定压力的气体。当吸气阶段的流量降到最大流量的 25% 时，呼吸机马上转为呼气阶段，使气路的压力降为 0 或 PEEP 所设定的值。为了防止因管路漏气导致吸气流量无法降到最大流量的 25%，呼吸机设有两道保护功能：

①当吸气阀门关闭且气路压力上升到比预设压力值高 29.4kPa（3cmH_2O）。

②吸气阶段的时间超过预设呼吸周期的 80% 时，呼吸机都会自动转为呼气阶段。

为使保护功能②正常动作，病人的呼吸次数必须用呼吸速率（BREATHS/min）钮预先设定。

（2）同步间歇性强制呼吸 SIMV（Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation）

①病人在 SIMV 时间（period）启动一次强制呼吸，随后是自主呼吸。

②病人在 SIMV 时间（period）没有启动呼吸机，呼吸机在 SIMV 时间结束后自动提供一次强制呼吸，随后是病人的自主呼吸。

同步间歇性强性呼吸 SIMV 表示病人在接受呼吸机间歇性给与强制呼吸的同时，也可以在没有强制呼吸期间进行自主呼吸，并且呼吸机的间歇性强制呼吸会自动与病人的自主呼吸取得同步。强制呼吸的呼吸参量及潮气量由下列调整钮来选择：预设每分钟吸气量（PRESET INSP.MIN.VOL.L/min）、每分钟呼吸次数（BREA THS/min）、吸气时间百分比（INSP.T1ME%）及屏气时间百分比（PAUSE TIME%）。

SIMV 的周期分为 SIMV 时间（SIMV Period）和自主呼吸时间（Spontaneous Period）。在 SIMV 时间内，病人启动呼吸后，呼吸机根据预设值提供 1 次强制呼吸。在自主呼吸时间内，病人自行调节从呼吸机获得的气体压力和流量。如果病人没有明显的自主呼吸，则两次强制呼吸的最长间隔刚好等于 SIMV 周期（Cycle）的时间。

为了确保病人得到足够的呼吸量，如果病人 2 次呼吸的间隔时间超过 15s，呼吸机会发出窒息警报（Apnea Alarm）。当每分钟呼气量低于设定的警报下限时也会发出警报。一旦有警报出现，医护人员必须立刻采取提高 SIMV 呼吸速率（SIMV-BREATHS/min）或改变启动灵敏度（TRIG.SENSITIVITY）等措施。

（3）同步间歇性强制呼吸 + 定压式辅助呼吸 SIMV + Pressure support（SIMV + PRESS.SUPPORT）

这种方式与 SIMV 不同的是在自主呼吸时间内，呼吸机向病人提供定压式辅助呼吸。压力的大小由前面板上吸气压力水准（1NSP.PRESS.LEVEL）及 PEEP 调整钮共同设定。

3.自主呼吸方式

持续气路正压力自主呼吸 CPAP（Continuous Positive Airway Pressure）：在持续气路正压力自主呼吸 CPAP 方式下，病人通过呼吸机在一定的正压力水平（PEEP）上进行自主呼吸。启动灵敏度（TRIG.SENSITIVITY）用来设定病人启动呼吸的水准。一旦病人启动呼吸，呼吸机即自动按病人需求的潮气量及呼吸次数提供足够的呼吸量。为避免因管路漏气而启动呼吸，启动灵敏度需适度地调低。如果将 PEEP 调到 0，还可以通过数字表来检查病人的自主呼吸能力。

4.手动呼吸方式（MAN）

使用这种呼吸方式，需在吸气管路加装内含磁性伞状阀门的手动呼吸附件。呼吸机按预设每分钟吸气量，所设定的流量值开启吸气阀门，并对手动气袋充气，至 39.2Pa（+4cmH_2O）的压力后自动停止。当气袋的压力因操作者用手挤压增至 60.8Pa（+6cmH_2O）时，手动呼吸附件内的磁性伞状阀门打开，将气体输送给病

人。当给气袋加压的手松开，袋内压力降至 29.4（+3cmH_2O）时，呼吸机的吸气阀门又自行开启再一次对气袋充气。如此周而复始。病人每分钟呼气量可由数字显示表上读出。如果病人的呼吸在管路造成 -19.6Pa（-2cmH_2O）的压力，病人仍然可以通过手动呼吸附件进行自主呼吸，从呼吸机获得所需的气体供应。

这种呼吸方式只有在麻醉时使用。

①使用手动呼吸方式时，务必要设定压力上限警报。

②为使手动气袋能获得预设每分钟吸气量的充气容量，手动加压的次数必须保持在每分钟 5～60 次之间。

③在这种呼吸方式下，窒息警报（APNEA ALARM）自动失效。

④停电时，呼吸机不能以手动呼吸方式操作。

四、设备组装

1. 特别护理时使用

900C 型呼吸机适用范围广，既可用于特别护理，也可以用于麻醉，还可以用于转运过程。每种应用情况的管路接法不同，特别护理时管路有两种连接方式，如图 3-44 所示。从图示可知：无论机器用于哪种场合，其基本接法不变，变化的部分只是附件应用多少不同。如特别护理连接方式 2，如图 3-45 所示。两者的差别是方式 2 增加了固定支架，呼气管集水管、加湿器接头、加湿器、集水罐、温度计接头、软管接头等零部件。麻醉应用时应增加呼吸囊及手动呼吸附件。

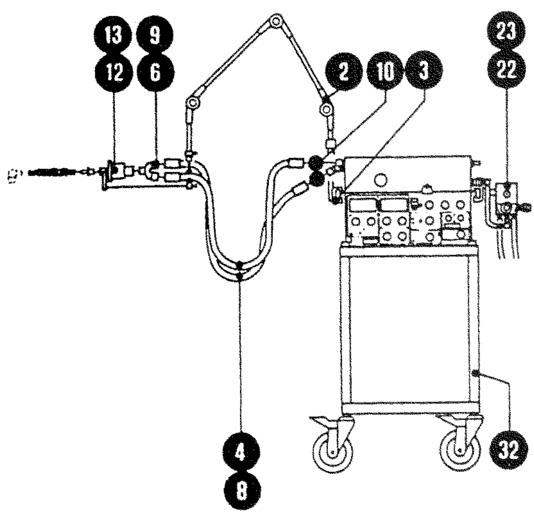


图 3-44　特别护理时管路连接方式 1

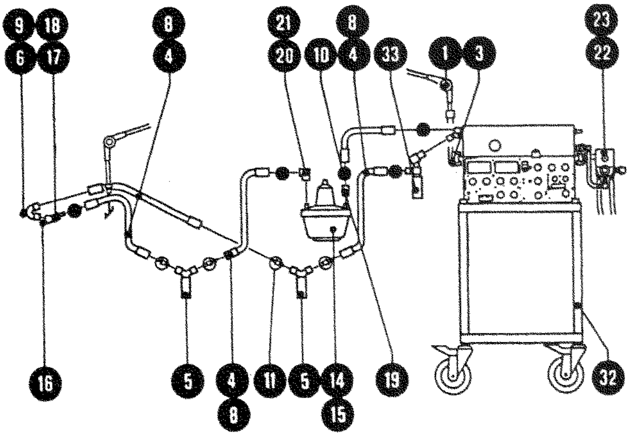


图 3－45　特别护理时管路连接方式 2

1. 固定支架　3. 夹钳　5. 集水球　4、8. 蛇管　16. 温度计　17、18. 温度计接头
6、9. Y 型接头　10. 软骨接头　22、23. 气体混合器　11. 软骨接头　15. 加湿器
8、9、10、18、19、21 供儿童使用　14、19、20、21. 加湿器接头
33 呼气管路集水管　32. 推车

辅助设备：

130CO_2 监视仪/930CO_2 分析仪

940 肺功能计算仪

Mingograf 记录仪

900C 呼吸机记录仪连接电缆

手动呼吸附件

第五节　多功能呼吸机的使用与故障维修

正确地使用呼吸机不但能使病人感到舒服，早日恢复健康，还能延长机器的使用寿命，使机器始终处于良好状态。实现正确的使用操作，必须做好准备工作，按注意事项检查操作。

一、准备工作

（一）检查及设定

1. 检查呼吸机是否清洗完毕（查阅记录卡）

2. 呼吸机的设定如下：

①选择定容式强迫方式。

②按图示将警报设定在最大范围。

③选择成人的刻度。

④启动灵敏度设定：-196Pa（-20cmH_2O）。

⑤压力上限警报设定在784Pa（80cmH_2O）。

⑥PEEP及吸气压力设定在0Pa（0cmH_2O）。

3. 检查每分钟呼气量及气路压力的表头读数是否在0位置，若没有则按一定的程序校止。

（二）电源与气路联接

在对呼吸机状况进行检查与设定后，还应对电源及使用的呼吸方式进行管路联接。

1. 接上蛇管、固定架、加湿器、人工测试肺，并视需要接上手动呼吸附件及废气排出装置。

2. 若使用900C型呼吸机，视需要接上130CO_2监视仪或930CO_2分析仪及940肺功能计算仪。

3. 接上呼吸机电源插头，并将电源开关置于ON位。

①当电源开关在ON时，检查绿色信号灯是否点亮。

②检查每分钟呼气量及气路压力表头读数是否在0的位置，若没有则按程序校正。

③检查气体供应警报是否发出。

④检查每分钟流量和O_2流量报警的黄色指示灯是否闪烁。

4. 接上气源

若使用900C型呼吸机时，可按四种方式选择一种进行联接。

方式1：将O_2-空气混合器或O_2-N_2O/O_2-空气混合器联接在一起组成气体供应，并设定需要的O_2浓度。为了获得需要的呼吸量，应适当提高工作压力的设定值。

方式2：将O_2-N_2O/O_2-空气混合器及麻醉药挥发器联接在一起组成气体供应。选用适合的麻醉药挥发器，并设定需要的浓度。

方式3：低压流量表接上N_2气体，其压力需高于工作压力。由流量表设定O_2及N_2O的流量，其总流量需比预设每分钟吸气量设定的值高100%~20%，这样工作压力才能够保持稳定，流量型式也不会改变。

方式4：由压缩空气作为气体供应，接上压缩空气气源，其压力范围是2×10^4~7×10^5Pa（0.2~7bar）。

二、呼吸机供气方式的确定与操作

根据病人的情况选定采用的通气方式。一种呼吸机应有控制呼吸，同步呼吸、同步间歇指令通气、持续气路正压力自主呼吸及手动呼吸等多种通气方式供选择。随呼吸机的档次不同，所设通气方式多少不同。根据病情和呼吸机的情况进行确定和操作。

1. 控制呼吸

控制呼吸适用于无自主呼吸的病人，全身麻醉时一般采用控制呼吸，选定呼吸方式后，应对一些参数进行选择。

（1）调节程序

开启通气量监护仪电源开关，然后按下“机控”按钮。呼吸模式开关拨向“机控呼吸”,“机控呼吸”和“IPPV 频率”指示灯同时发光。

（2）呼吸频率、呼吸比调节

成人呼吸频率一般在 14 次/s，儿童适当提高，一般不超过节 24 次/s。

吸呼比可以在 1:1.5～1：3 内调节，成人一般为 1:2 或 1:2.5，儿童为 1:1.5。

（3）压力限制调节

“压力限制”所调节的为气道最高工作压力，用于气道压力过高保护。不管采用何种呼吸方式（手控除外），当实际气道压力达到调定的压力限制值时，压力限制指示灯亮，吸气终止呼吸机即由吸气转换到呼气，吸气时间缩短，而呼吸周期不变，因此，在调节呼吸机参数之前，压力限制调节钮应该先调节到较高的位置，一般在半角 4kPa 以上。

（4）潮气量调节

潮气量凋节由一只针状气体流量调节阀构成，顺时针方向调节气流增加，反之则减少。由于是调节吸气流量，因此在改变吸气时间时，潮气量调节钮应重新调节，准确的潮气量调节应根据病人胸廓起伏及症状，必要时通过血气分析确定，通气量监护仪显示呼出潮气量，最初可按每公斤体重 8～2ml 调节。

2. 同步呼吸

同步呼吸适用于有自主呼吸的病人，全身麻醉无自主呼吸及吸入麻醉剂蒸气的病人，不可采用同步呼吸。

（1）调节程序

首先按控制呼吸调节的步骤和方法依次调节，然后将呼吸模式开关指向“同步呼吸”，相应的指示灯亮，若无自主呼吸负压触发时，机器自动转换到控制呼吸。此时“控制呼吸”和“IPPV 频率”指示灯闪烁发光，提示无自主呼吸，机器实际按 IPPV 频率向病人送气。

（2）呼吸频率、呼吸比调节

呼吸频率和呼吸比调节按同步呼吸进行，同步呼吸时，IPPV 频率和呼吸比确定了病人的同步吸气时间，呼吸频率（呼气时间）由病人自己确定，因此，执行同步呼吸功能时必须按病人基本条件调节好 IPPV 频率和吸呼比。

（3）压力限制和潮气量调节

压力限制和潮气调节按同步呼吸进行，同步呼吸时希望采用压力切换方式送气时，可在调节潮气量和同步触发调节钮之后，将压力限制调节钮调节到实际气道峰值压附近（达到压力限制值的指示灯亮），然后将 IPPV 频率略微调低（不可调到 0），此时调节压力限制值将改变吸入潮气量大小，重新调节潮气量，可改变同步吸气时间，“压力限制”和“潮气量”彼此配合调节，可使病人达到最佳通气效果。

（4）同步触发调节

同步触发时，其压力可在 0～500Pa 任意调节，刻度的准确性依赖于呼吸机气道压力表零位的准确性，因此应对气道压力表进行校准，典型参数可选择在 100Pa 左右。

3. 同步间歇指令通气

同步间歇指令通气（SIMV）适用于有自主呼吸的病人，可逐步减少病人对呼吸机的依赖，作为撤离呼吸机的过渡，麻醉手术过程中无自主呼吸的病人一般不采用此种呼吸模式。

（1）调节程序

呼吸模式开关调到“同步指令通气”，“同步指令通气”及“IMV”间歇强制通气指示灯亮，在采用 SIMV 呼吸模式前，一般先采用“同步呼吸”。因此在采用 SIMV 呼吸模式前应按“机控”呼吸和“同步呼吸”依次调节好 IPPV 频率、呼吸比、压力限制、潮气量和同步触发等调节钮，若病人由同步呼吸转换到 SIMV 时，只需调节 IMV 频率、同步触发和潮气量 3 个调节钮。

（2）IMV 间歇强制通气频率调节

IMV 频率调节依据病人自主呼吸能力由高到低逐步减少，最高不超过 15 次/min，当减少到 4 次/min 时，病人症状良好即可撤离呼吸机。在执行 SIMV 呼吸模式时，不管病人有无自主呼吸，均按 IMV 频率向病人强制通气。在病人有自主呼吸时，受病人吸气触发而同步送气，吸气时间取决于 IPPV 频率和吸呼比确定的吸气时间。除按 IMV 频率强制通气的时间外，其余时间内病人呼吸是按需性的。吸气时间、吸入潮气量和呼吸次数由病人自己确定。

（3）同步触发钮调节

在执行 SIMV 呼吸模式时，同步触发钮可调到 0，逐步降低同步触发压，这样可以锻炼、控制病人自主呼吸能力和呼吸量，可与潮气量调节钮配合调节。

（4）潮气量调节

在执行 SIMV 呼吸模式时，潮气量调节应比“控制呼吸”、“同步呼吸”更为仔细，使按适合气流通气，达到最佳通气效果。此时潮气量的调节可改变病人的呼吸

参数，如吸气时间，吸入潮气量大小和呼吸频率。

4. 监护报警

机器正常工作时，应有通气量监护、气道压力监护，报警应有潮气量上下限和气道压力上下限。

（1）通气量监护仪

通气量监护实时显示病人呼出潮气量，每分钟通气量和呼吸频率。信号来自流量传感器，不管采用何种呼吸模式或手动人工呼吸，只需开启电源即可显示。

通气量和频率每分钟显示一次，准确的通气量和频率显示值应在稳定状态下第二分钟后读得。

（2）气道压力监护仪

气道压力监护仪实时显示并保持每次吸气末最高压力。信号来自流量传感器和压力传感器，只有在潮气量和气道压力表正确显示的条件下才准确。因此，当流量传感器出现故障时，气道压力监护仪也不能正常显示。

（3）报警

①潮气量上下限报警：潮气量上下限报警范围可依据病人实际呼出潮气量而定，超过设定上限或低于设定下限时均应立即发出报警。当进行胸腔手术时，由于牵拉肺部可能出现一个小的潮气量显示，可引发潮气量下限时常误报警（此时呼吸频率也超过正常值），此时可将下限调到 0。

②气道压力上下限报警：气道压力上下限报警范围可依据病人实际吸气末压力而定，超过上限时即报警，低于下限时持续 6 ~ 10s 后报警，与潮气量下限报警一样，在胸腔手术中，其下限可调到 0。

5. 停机操作

当病人各项生命指征符合停机要求，即可撤离呼吸机。

首先，将与病人连接的三岔管（或呼吸活瓣）取下，观察病人自主呼吸情况，完全恢复后才能取下面罩或拔出气管内插管，然后关机，切不可先关机再拔管，否则将造成病人窒息。

6. 清洗与消毒

与病人接触的呼吸管、呼吸活瓣和面罩等都可采用擦洗、浸泡的方式消毒。主机应采用消毒气体（室温）进行消毒。呼吸机空气过滤片应经常更换、清洗。

7. 注意事项

①呼吸机与病人连接后应经常注意其工作状态，使用之前必须先检查呼吸机的各种功能。

②呼吸机必须由合格的人员操作，断电时应采用手动呼吸方式。但 900C 型呼吸机不能以手动呼吸方式操作。

当高频手术刀在附近使用时，呼吸机可以承受短时间的干扰。

③为了保护病人免受较高压力的伤害，工作压力（WORKING PRESSURE）及压

力上限警报（UPPER PRESS. LIMIT）旋钮必须设定在适当的位置。

④在使用手动呼吸方式后要记住将手动呼吸阀门扳至 AUT 位置，否则可能发生病人呼吸量不足，而呼吸机仍未发出警报的情况。

⑤如使用废气真空引流装置，呼吸机管路的松脱或漏气将会在呼气管路造成负压。

⑥每使用 1000h 或最少半年要进行一次大的清洗保养。

三、呼吸机的常见故障与维修

（一）呼吸机的报警分析

无论是高档的呼吸机还是普通的呼吸机，其故障报警基本是相同的。现以西德西门子 900C 型呼吸机为例说明常见报警类型。

1. 触发压力指示灯闪烁

原因是病人触发自主呼吸所致。

将出现的故障现象与预置的每分钟通气量和病人需要的每分钟通气量有明显的偏差，气道压力通常在整个吸气期间出现负压。

2. 气道压力上限报警

产生原因是：

①气道阻塞。将出现气道压力重复超限并伴有吸气中断，每分钟通气量下降，引起下限报警。

②粘液聚集于气道。

③支气管痉挛或支气管炎所致。

④气管造口或插管滑出气管或扭曲，造成气道口阻塞，套束伸出道口管或插管口，已固或凝固的粘液堵住气道。这时吸痰导管难以的行灵敏度，用呼吸球进行人工通气时会感到有阻力存在。

⑤呼吸气管弹性降低。从流量和压力读数可知气道弹性阻抗增高。

⑥病人肌肉紧张咳嗽。有时因吸痰后的粘液引起病人与呼吸机对抗。

⑦肺不张、肺炎或肺水肿。

⑧主支气管堵塞。致使喉部运动不规则，缺氧，阻力增加，而顺应性降低。

⑨气胸。常突然发生，使呼吸能力降低。

3. 分钟呼气量下限报警

产生原因是：

①气管壁和造口管或插管之间漏气。

②肺容量暂时性增加致使每分钟呼气量变低。

③通气阻塞，导致限压保护，吸气中断，出现气道压力上下限报警。

④病人呼吸不足使每分钟呼气量表变低。

4. 每分钟呼气量上限报警

产生原因是：

①肺容量暂时性降低致使每分钟呼气量增高，如胸外手术期间肺部受压。

②呼吸频率增加。触发压力指示灯，说明病人比呼吸机设定频率更高的频率触发呼吸致使每分钟呼气量上限报警。

（二）呼吸机的常见故障

就呼吸机的故障可分为电源故障、工作压力故障、无气路压力故障、每分钟呼气量故障及报警显示故障 5 大类。

1. 电源故障

①呼吸机不能动作。

②呼吸机在使用中突然停止。

2. 压力故障（呼吸机停止工作）

①工作压力变化过大。

②工作压力表头读数为 0 不出现气体供应警报。

③工作压力表头读数为 0 且出现气体供应警报。

④气路压力表头读数为 0。

⑤发出气路压力的上限警报。

3. 每分钟呼气量故障

①发出每分钟呼气量报警。

②呼吸机内漏气。

③发出每分钟呼气量的上限警报。

④预设每分钟吸气量与每分钟呼气量表的读数有较大偏差。

4. 显示系统故障

①无 O_2 浓度显示。

②显示的 O_2 浓度值急速下降且发出下限警报。

③发出上限报警空气或 N_2O 供应不足，调整气体供应。

④功能检查时呼吸机内部漏气。

⑤吸气调节不正常。

⑥呼气调节不正常。

⑦释放阀门在正常工作压力下排气。

⑧工作压力不稳定。

5. 功能故障

①功能检查时呼吸机尚未校正。

②步进马达有杂音。

③气袋下的弹簧有杂音。

④病人无启动呼吸。

（三）维修方法

高档呼吸机的面板上带有显示屏，用以显示生理参数和生理曲线。机器还设有故障报警、自动保护功能。900型呼吸机的维修主要采用电路板更换法、机械零件调节修理法和管道清洗更换法，以及代用法。在第一类电源故障和第四类故障中采用电路板更换法较多，而压力故障和每分钟呼气量故障多属管路性质的故障，管路以堵和漏的故障多，因此常采用清洗更换的修理方法。

对于显示和报警电路故障常用调节修理法进行维修，调节的元件、项目是各项报警指标，气体流量等参数，需要修理的是各种调节阀和开关，以及管路的接头等。

第四章　麻 醉 机

第一节　概　　述

随着生物医学工程的不断发展和临床工作的实际需要，利用麻醉机作为吸入全身麻醉是广泛采用的麻醉方式，在麻醉过程中不仅利用麻醉机给药，还用机械通气来替代危重病人的自我呼吸，还要监护病人的生命，这些工作都可以依靠先进的麻醉机及其监护仪器来完成。麻醉机现在已成为重大手术不可缺少的器械。

一、麻醉机（Anaesthetic machine）的用途

麻醉机不但适用于全身麻醉而且能扶助危重病人麻醉过程中的呼吸，并且能复合使用其他麻醉药物，以不同形式做复合麻醉。

1. 麻醉的定义和意义

麻醉（Anaesthetic）的广义定义是让病人全身或局部暂失痛觉，完整的定义是用任何方法使病人全身或局部暂失知觉及反射，能顺利接受手术治疗，并能在手术终了以后能迅速完全地恢复原来的知觉及反射。

麻醉分全身麻醉和非全身麻醉。全身麻醉的特点是大脑抑制，完全失去知觉，病人不但无痛觉，就连怕觉、累觉和不舒适的感觉也都丧失，并且病人也无任何自主和不自主的反射，病人在手术中对手术无任何影响。由于病人无知觉和无反射，医生无法和病人联络配合，病人很难再维持自身的，正常生理功能，这给病人会带来危险。

全身麻醉的方法一般有吸入麻醉法和注入麻醉法之分。吸入麻醉法是让病人吸入麻醉混合气体（保证一定的氧浓度）以达到全身麻醉；注入麻醉法是将液体麻醉剂或溶液注入病人体内以达到全身麻醉。

吸入麻醉法和注入麻醉法相比前者要优越，因为吸入麻醉时麻醉气体吸入也有呼出，麻醉师能随时调节混合气体的浓度，以达到改变其麻醉深度。注入麻醉时不易随时改变，如果麻醉过深或过浅不但能影响手术，而且易出现生命危险。

2. 麻醉机的使用

麻醉机是一种能将麻醉和非麻醉性气体提供给病人所使用的器械。现有的麻醉机大多配有液体麻醉药物蒸发罐（挥发罐），它能混合供给或使用几种气体（氧气、笑气、空气）。蒸发罐能将液体麻醉药物转变为蒸汽与氧气混合，随气体供给病人。病人吸入的麻醉混合气体经上呼吸管、声门、气管、支气管、肺泡后进入血液，达到全身麻醉的作用。现在吸入全麻大部分是使用笑气、氟烷、氨氟醚等麻醉气体和药物作为麻醉，根据不同的病人和不同的麻醉深度来选择不同的药物和剂量，并复合使用其他药物和选择不同的麻醉方式来做复合麻醉。

由于大多数麻醉药本身都具有不同程度的呼吸抑制和升降血压等作用，再加之在麻醉过程中易出现麻醉并发症和意外，因此，即使不用麻醉机向病人供给药，也常用麻醉机的呼吸器来辅助和控制病人的呼吸，并监护病人的生命指数。优良的麻醉机可以减少因药物引起的副作用和因装置故障所造成的意外事故，并通过监测病人的呼吸和生理状态来及时发现意外。

现在的麻醉机对麻醉药量进行控制且精度高，麻醉方式多，选择方便，结构型式能适合不同的环境条件，监测仪器具有灵敏、准确、可靠、监护范围广等优点。

二、麻醉机原理与特点

1. 麻醉机原理

最初的麻醉机只是利用一些呼吸管路和阀门，依靠简单的气体测量表，完全由人工实施通气的机械装置。后来借助于呼吸器械和电子技术的发展，以及多种新的麻醉药物的使用，使得麻醉机的功能更进一步自动化。

现在的麻醉机要求能准确释放麻醉气体，并且能从蒸发罐中释放出准确浓度的麻醉蒸气，同时要保证供氧充足、排出二氧化碳完全、呼吸阻力低、无效腔量小等特点。

麻醉机是利用人体能从吸入气体中摄取一部分弹性物质到体内，通过血液的传送到达体内各器官，这些药能在一定时间内使器官暂时失去知觉和反射，以达到麻醉的目的。而经过一定的时间后，这些药物能通过呼吸道排出，使人体暂时失去知觉和反射的器官恢复正常。利用呼吸管道、阀门、呼吸器、气体流量和压力监测部件来控制病人的吸入气体的浓度、流量和压力，并根据病人的实际情况来控制病人的麻醉呼吸过程，以实现麻醉机完成全身麻醉，并通过一些辅助装置使麻醉机具有一些能保证病人安全、装置正常工作的功能。

2. 麻醉机的特点

在最近30年发展起来的医疗器械工业，借助于电子技术的发展，有了很大的改进，麻醉机也由简单型朝着功能的全面化、部件的标准化、监护的系统化以及使用和病人的安全化方向发展。其主要特点是：

（1）主机内具有必备的机器功能和条件报警

因为麻醉机在使用中自身必须监测电源供应和气体供应情况，以及机器本身的工作状态，系统总的防泄漏。如果在电源、气源或机器发生故障时不能报警，必定影响手术的正常进行和病人的生命安全。

（2）配有功能完善的全能呼吸器

因为在麻醉过程中病人时刻都处在危险时期，呼吸器不但是为麻醉给药，还要适应各种病人的呼吸需要，在一定的时间要作为单独的呼吸机来为病人治疗和复苏使用。对呼吸机一般要求有潮气量或每分钟通气量、呼吸频率和呼吸时间比可调整准确，而且在某些呼吸器上可调节吸气流速、正向呼吸末压力，选择呼吸模式等功能。

（3）装有高精度的麻醉药蒸发罐

可以精确地选择和控制麻醉药浓度，节省麻醉药，在一台机器上可同时选配多达三种麻醉药的蒸发罐，选择更换方便，自身还有联锁装置，防止误动作。

（4）增加了各种电子和机械监护仪

其中包括机器状态、监护病人的呼吸和麻醉过程中的生理参数。机械监护包括：ORM 或 ORMC 即氧气比例监测或氧气比例监测器，它能在氧气供应中由压力跌落引起的氧气供应的比例降低时发出警报和自动控制。笑气切断装置在没有氧气或氧气没有打开时，自动关断笑气，以防止病人窒息。并在使用空气的机器上设有联锁装置，使用氧气时只能打开空气或笑气中的一种气体来使用。病人呼吸监护包括有：呼吸气体的氧浓度、呼吸道内的压力值、呼出气体的二氧化碳量、呼吸频率、潮气量、每分钟呼吸量、气道温度、呼入或呼出麻醉药浓度、吸入笑气浓度等。生理监护包括：心电、脉搏、血压、心律失常、体温等，有了这些实时的监测就能确保在麻醉过程中病人的生命安全。

（5）使用可做多种麻醉方式的病人回路系统

包括半开放式、半紧闭式、全紧闭方式配合自主呼吸、手动控制呼吸和机械呼吸以适应不同麻醉方式、呼吸方法的要求。

（6）增加了排污、废气装置

由于病人和手术室内工作人员同处一个环境，如果不注意将会造成不同程序的麻醉污染，长期接触全麻醉药会对人体有不同程度的影响，特别是对妊娠期间的女工作人员危害更大，所以应尽量减少全麻醉药物对工作人员的影响和对手术室的污染。

（7）各部件也都朝着 ISO 的国际标准化方向发展

由于在麻醉机上有一定的部件必须由橡胶材料和一些轻质材料加工制做，这些部件在长期工作中必定发生老化和损坏，为了达到方便及时更换和替代，各部件尽可能按国际标准来加工制作接口，使得互换性有了很大的提高，方便了维护和使用。

三、麻醉机的构造与主要部件

麻醉机的基本结构分基础部分和安全装置两大部分。

（一）基础部分

基础部分包括：气体供应部分、呼吸器、全麻醉药蒸发罐、病人回路等。

1. 气体供给部分如图 4－1 所示。主要是供给麻醉机所需要的氧气、笑气和空气。

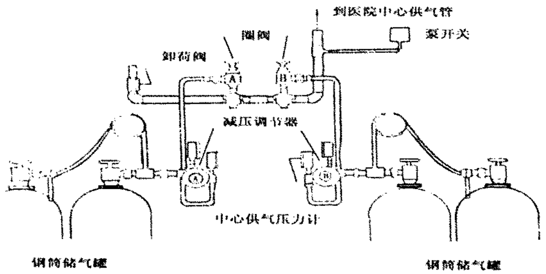


图 4－1　气体供给部分

其主要包括：中心供气道、气瓶供气道、减压阀、流量计、供气压力表、气体过滤器、单向阀、流量调节阀门以及氧气比例监测控制器、无笑气自动断阀等。

（1）中心供气道

此部分主要是用在没有中心供气的病房或手术室内，能直接快速地通过接头联接，省去了氧气瓶、笑气瓶和空压机随麻醉机一起移动，并能长时间供气，提高了安全程度。图 4－1 为一简单的中心供气图，此例只适用于小型中心供气。

（2）气瓶供气道

主要用在中心供气（氧气、笑气、压缩空气等）以及用于防止中心供气设备突然中断供气时，能随时用随机压缩气瓶来替代中心供气。一般机器上还装有气瓶存气阀架，可随时一起移动。一般中心供气和气瓶供气道通过管道和主气道相通，并且能够通过阀门自动实现中心供气改换气瓶供气，并不会发生回流和漏泄。如图 4－2 所示。

在图 4－2 中空气供给部分同时接有中心供气管线接头和气瓶插口，并且都有各自的单向阀和压力指示表，由于气瓶压力过高必须经过减压阀减压后方能供给机器使用。在笑气和氧气的供给回路中与空气不同的是都有两个气瓶接口，因为在麻醉过程中任何时刻都不能没有氧气和笑气的供应，所以都各有一瓶笑气和氧气储备。在所有的机器上笑气、氧气和空气的接头、插头、插口的口径本小都是不相同的，这样就确保了在任何时刻都不会发生氧气、笑气和空气相互接错的事故。

现代较先进的麻醉机一般管道和阀门都比较多，特别是以气动、气控型更是以

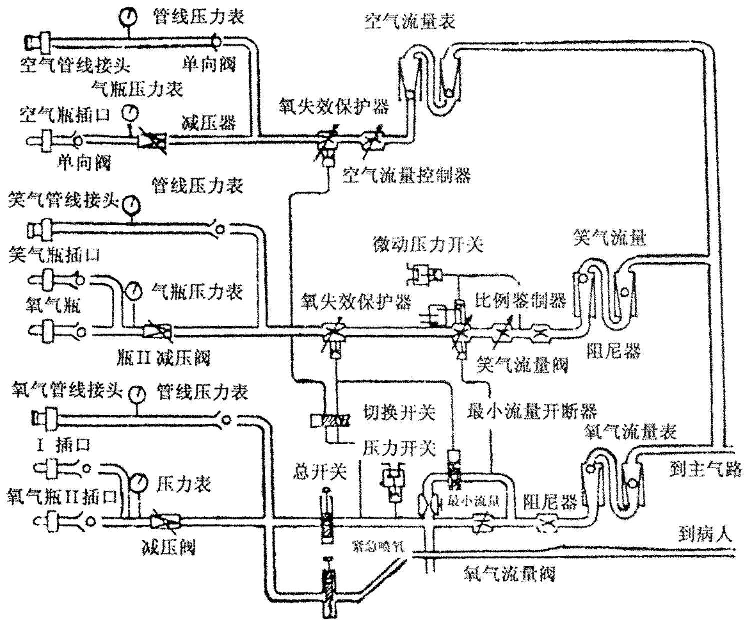


图 4－2　**空气供给部分**

管道和阀门为主，再加之在同一机器上分多种气体通路，所以在机器内部的管路和阀门上常以编号或颜色来区别不同的气道，一般是以氧气为蓝色，笑气为灰色，空气为黄色，这样区别有利于保养和维修。

特别要注意的是与麻醉机要联接的一切辅助装置包括压缩气泵，氧气发生器等，不可使用油型装置，如果将油污随气道或别的途径带进机内，不但能损坏机器，使阀片、活瓣发生粘连，更有可能发生燃烧或爆炸。

（3）减压阀

又称为压力调节器，最常用的有固定压力调节器和可调调节器两种。其作用是为了降低高压压缩气体的压力，使之成为安全恒定的低压气体。高压气体如果不经减压直接供给麻醉机使用，轻则使麻醉机受冲击损坏，严重者能使病人发生危险。减压器的结构如图 4－3 所示。

图 4－3 为使用最普遍的间接型减压阀，它包括高压室、低压室、主弹簧、主隔板、卸荷阀（安全阀）几个主要部分。

图 4－4a 为输出压力较低的实例。在此时弹簧力不能使主隔板向左移动过大。由高压钢瓶出来的高压气体一路到高压表指示实际压力，另外一路通过喷管到达低压室，推动主隔板向右移动，直到推力和主弹簧力达到总的平衡为止，并且维持这个平衡，输出恒定的低压气体。

当减压器主弹簧力过大时，迫使主隔板向上移动如图 4－4b 所示。高压气流由

高压室经喷管到达低压室时，在低压室的主隔板产生一个向右的推力，并且和主弹簧力达到平衡，在低压输出口产生一个高于如图 4－4a 所示的低压输出。

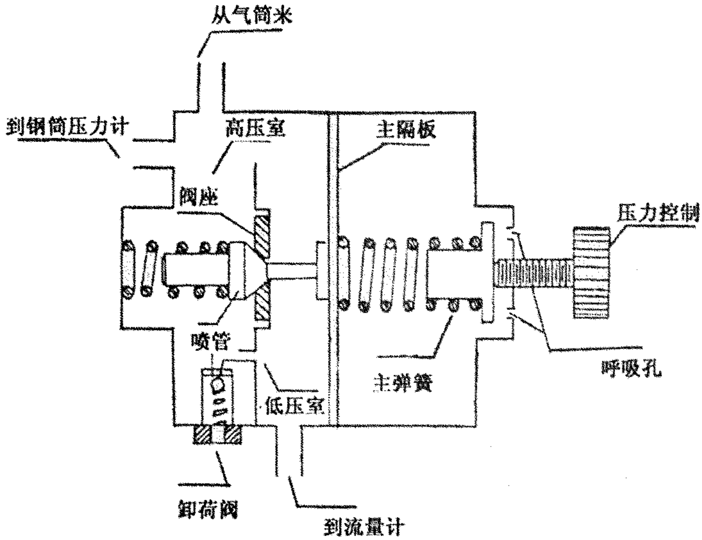


图 4－3　减压器的工作示意图

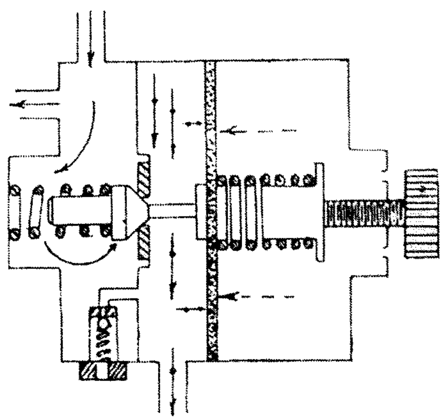


图 4－4a　减压器输出低压力

如果在低压输出端发生故障，使得低压室压力达到 3.5MPa，卸荷阀将自动开启降压，达到安全使用的目的。

（4）流量计

流量计是用于实际测量各种气体每分钟输出的气流量的装置，在麻醉机上一般有氧气流量计、笑气流量计、空气流量计或混合气体流量计。因为在麻醉机上虽然有气体浓度调节钮和气体流量阀，但也很容易造成错觉和不精确数据。流量计一般

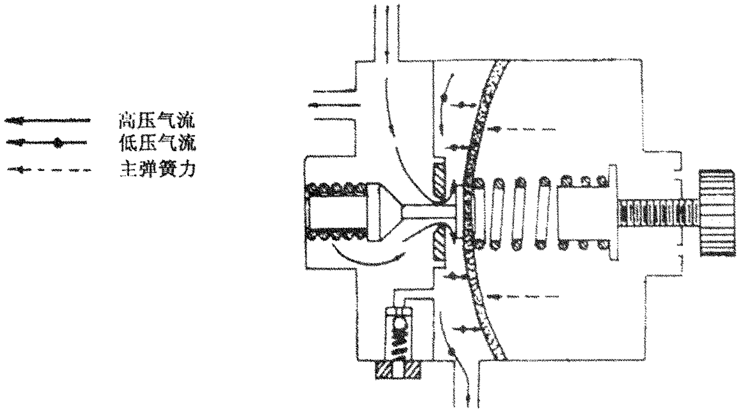


图 4–4b　减压器主弹簧力过大

有高低流量表以 ml/min 或 L/min 读数。流量计有多种形式如图 4–5 所示。

浮杆式流量计：在一下细上粗呈圆锥形的金属或玻璃管中，放置一根质量很轻的浮杆，在其上端是一透明的指示窗。当气流通过它时将浮杆向上顶起，杆顶端在透明指示窗上指示一刻度，即为气流量。

转子式流量计：是在一带刻度的圆形玻璃管中放置一轻质铝制成的圆锥形浮标，当气流由下向上流过时，将浮标向上顶起，从而使浮标在玻璃管上指出气流量。此种流量计易加工，易读数，易安置，是目前使用较多的一种流量计。

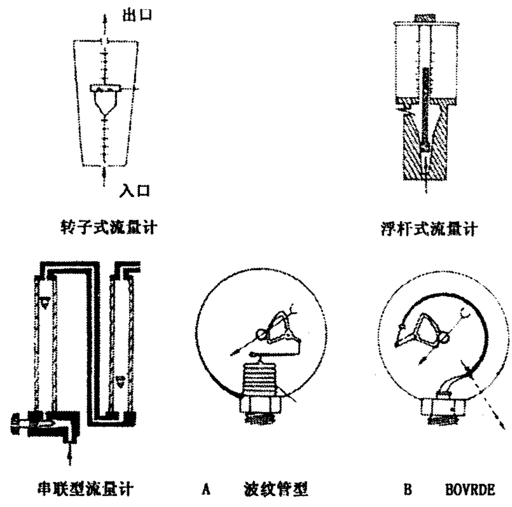


图 4–5　各种流量计

滑球式流量计：是由一个上粗下细带有刻度的玻璃管倾斜放置，并将两个轻质金属小球置于管中，当气流由下向上流动时，推动小球向上运动，小球即能指示流

量刻度。

另外还有根据等压原理制成水柱式流量计和指针式流量计。但和转子式流量计相比还存在着不足。

（5）供气压力表

压力表是在麻醉机或辅助用麻醉机的供气道上监测气体实际值的仪表，压力表按用途分为高气压表和低气压表两大类。

高气压表在麻醉机上一般用于测量高压气瓶直接输入的压力，是直接安装在气压阀接口与压力调节器之间的位置，现在一般高气压表能测量 0.1 ~ 100MPa（1 ~ 1000kg/cm^2）的压力值，其精度为 1%。

低气压表一般用于测量麻醉机低压部分的压力值，在测量 0.1 ~ 0.2MPa（1 ~ 2kg/cm^2）压力时能达到精度为 0.1%，但不能受高压冲击。

（6）气体过滤器

气体过滤器是用以过滤麻醉机所使用的气体，现在使用的过滤器一般是网状过滤器和分子筛吸收式过滤器。前者主要是过滤气体中的固体物质，用在主吸气道（供气道）和通往重要易损部件的气道上，用以防止杂物进入机器而损坏机器，或随呼吸进入人体内。后者是用以吸收一部分不需要或不允许通过的气体分子，以防止一部分有害气体分子通过或弥散。

（7）单向阀

如图 4 – 6 所示，也叫做防止气体回流阀。主要是依靠自身或弹簧力，使返回气路截断，一般是以一圆锥体和一球形珠相配合，在通常情况下球体始终在锥体上。单向阀主要用在主供气道上，防止系统向外泄漏气，有一部分控制回路中也使用单向阀用以防止回流气。

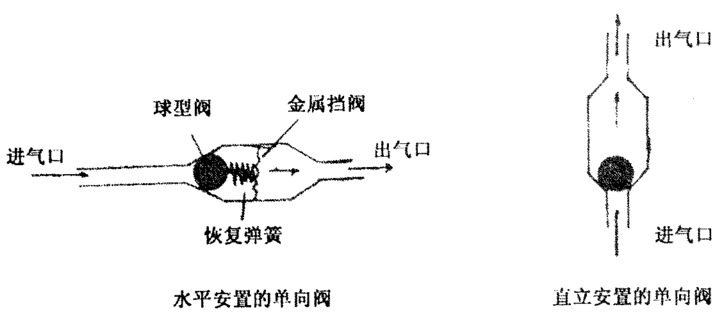


图 4 – 6　单向阀

（8）流量调节阀

流量调节阀是用以调节和控制呼吸麻醉机中所需的各种气体流量的装置。流量调节阀是一种精密部件，普遍使用的是针型阀，如图 4 – 7 所示。它可以通过旋钮使喷管移动，来改变喷射口的尺寸，喷管与阀座相对距离越长，则流量愈大，如果

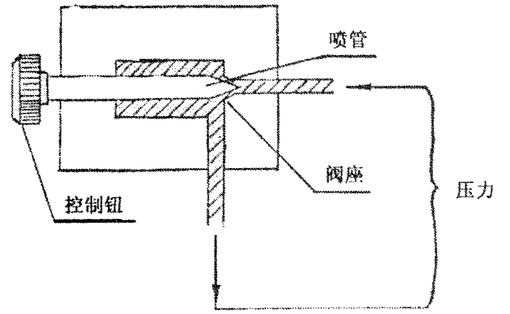


图 4－7　流量调节阀

喷管压在调压体上，则阀门关闭。

（9）无氧气、笑气自动关断阀（O.F.P）

也称为氧气失效保护装置。一旦氧气停止时，它能自动切断其他气体的供气道。特别是用于笑气的供应管路，因为一旦纯笑气或高浓度的笑气混合气体供给病人时，病人因缺氧不能维持生命，甚至窒息死亡，所以必须特别注意。

自动关断阀如图 4－8 所示。在笑气通路上有一锥形阀、与该阀相联的是一连杆和一活塞，在左图上当笑气由右向左运动时，由于锥形阀没打开，笑气不能通过。在右图上，由于活塞受氧气压力的作用，推动连杆和锥形阀克服锥形阀底部的弹簧压力向下移动，打开了笑气通道，笑气能从右向左通过阀门。当氧气压力消失后，锥形阀能依靠弹簧力重新关闭笑气通路。笑气通路开启的大小与氧气压力相对应。

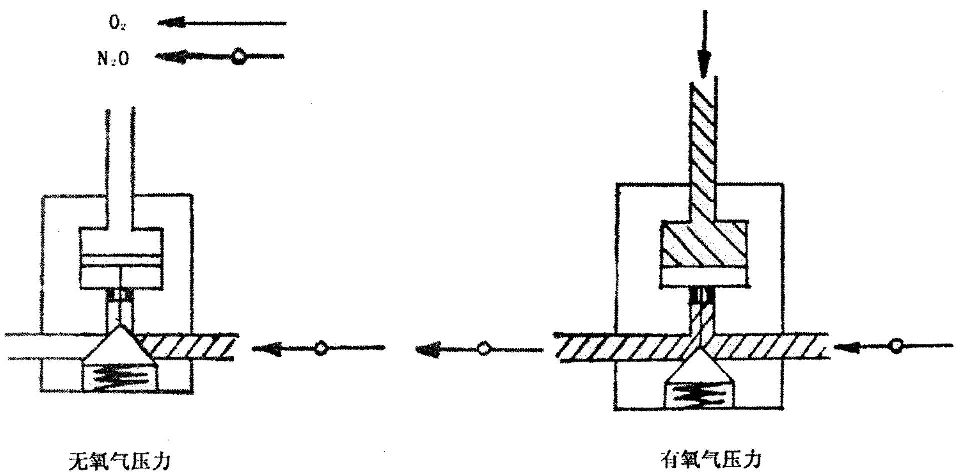


图 4－8　氧气失效保护装置

在很多麻醉机或别的装置上（O.F.P）还用以控制除了氧气外的其他气体，但在麻醉机上氧气是必需的气体，所以其本身不需要保护。

(10）氧气比例监测器（O.R.M）

氧气比例监测器是一种保证病人安全的机械装置，它是用于氧气、笑气供应通路中，监测其压力变化的装置。其构造如图 4－9 所示。

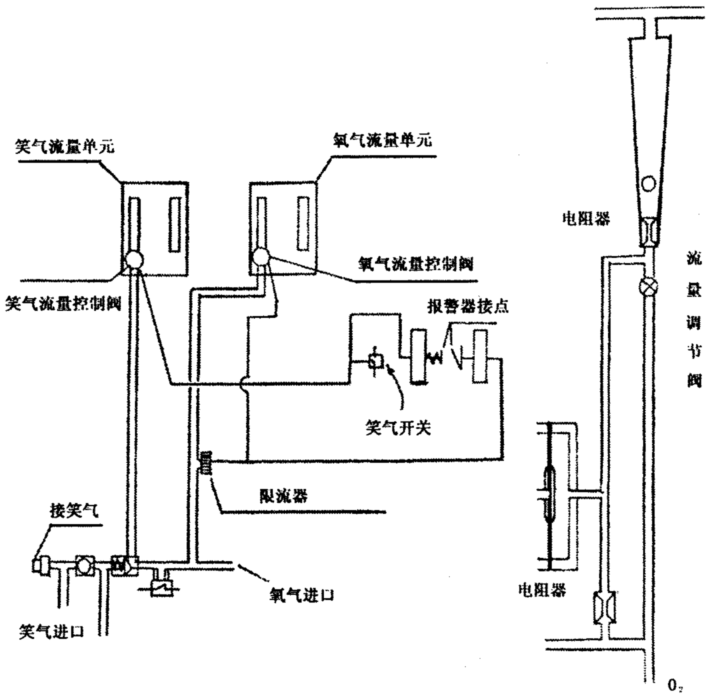


图 4－9　氧气比例监测器

图 4－9a 是 O.R.M 的示意图，b 图为最小氧流量装置图，最小氧流量装置在整个 O.R.M 中起辅助作用，因为只要有氧气供应，不管总流量开关是否打开、在氧气比例监视器的氧气室部分会通过一个限流器提供一个 250ml/min 的气流，并通过第二个限流器给流量表，更是保证了氧气的优先供应和不完全有纯笑气供应。但这个流量在氧流量调节阀打开后就不再起作用，也不影响整个氧流量。

在图 4－9a 上，氧气经过进气口作用于 O.F.P（氧失效保护装置)，将通过力的作用打开 O.F.P 的笑气通路，氧气的另一条通路将直接通往氧气流量调节阀。在流量调节阀未打开之前，将通过最小氧流量装置，在细的信号线上将有一个最小氧流量供给 O.R.M 的氧气室部分，并且到达流量表指示。如图 4－10 所示报警系统共有两个开关串联，氧气室和笑气室的隔板各通过一个轴与一偏心轮相连，在笑气流量阀未打开之前此系统将不会报警，因为 490Pa（5cmH_2O）水压微动开关将受笑气控制。氧气气室产生的力将推动偏心轮按逆时针方向运动。当打开笑气流量控制阀以

后、笑气控制的 490Pa（5cmH_2O）微动开关将闭合，笑气将推动室隔板和连杆向右运动，并作用于偏心轮上，使偏心轮沿顺时针方向转动。当作用于偏心轮上产生的合力，使偏心轮沿逆时针转动时，说明氧浓度高于 30% 或 25%（一般所定的保护低限）。当偏心轮沿顺时针方向转动时，就会压迫报警开关的动接点，如果笑气的压力过大，偏心轮转的过多，就有可能使接点闭合，接通报警电路。机器的面板上有一报警信号，医师必须以增大氧流量或减少笑气流量的方法来提高氧浓度消除报警。

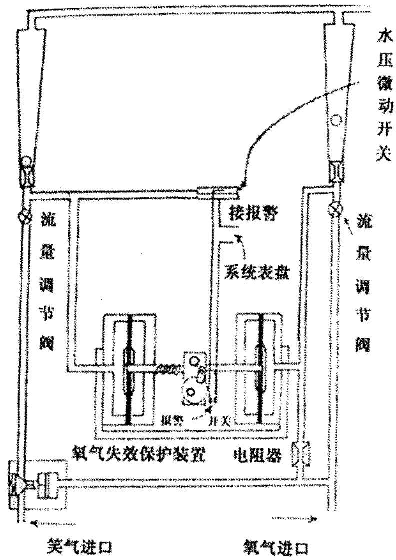


图 4 – 10　报警系统

在图 4 – 11 上我们能看到报警区域和非报警区域，横坐标代表氧气流量，纵坐标代表氧浓度，两条横虚线表示报警器的误差范围，一条纵虚线表示推动开关的闭合点；曲线则为报警器的报警限。OPM 的报警极限一般是生产厂家在生产过程中调定，无特殊原因不得自行改变其报警门限。

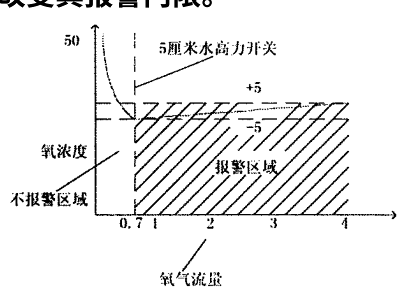


图 4 – 11　报警区域和非报警区域坐标

氧气比例监视器控制装置（O.R.M.C），是在 O.R.M 的基础上完成的。它除了包括 O.R.M 的功能外，还能防止氧气浓度低于 25% 的氧气、笑气混合气体进入麻醉系统。氧气比例监视控制器与氧气比例监视器的不同点是笑气不能直接从氧气失效保护装置（O.F.P）流向流量控制阀，而在其中间部加装了一个流量控制阀，这个阀受 O.R.M 的氧气压力和笑气压力控制，这个阀开启的大小，将由笑气和氧气作用于阀的合力来决定。下面我们根据实际工作图来看一下 O.R.M.C 的工作原理。

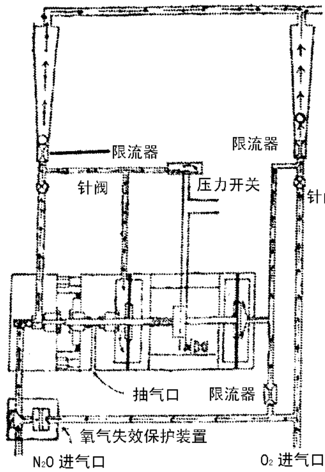


图 4－12　氧气比例监视器

图4－12 是 O.R.M.C 实际结构图，其工作原理是氧气由氧气进口进入 O.R.M.C系统，将氧气失效保护装置（O.F.P）的针形阀打开，使得笑气能进入 O.R.M.C 内部系统。氧气经限流器在氧气流量阀未打开之前给出一个最小氧流量，大约在 300ml/min，参看图 4－13 这个流量能到达氧气室，也给氧流量表。经过限流器提供的最小氧流量所产生的压力不足以使氧气室隔板向左转动。此时笑气控制阀不能打开，虽然笑气流量表的针阀已打开，但笑气也不能到达此阀，490Pa（$5cmH_2O$）压力开关也不动作，O.R.M.C 比例失调报警接点虽然闭合，如图 4－14 所示。但两个开关不同时闭合，流量也不会产生报警信号。在图 4－15 中，当打开氧流量表后，在氧流量从 700ml/min 到 1L/min 时，其压力将推动与笑气控制阀相连的轴一起向左移动，将笑气控制阀打开，笑气将通过管路到关闭的笑气流量表阀。如图 4－16 所示当笑气流量表阀打开后，笑气到达压力腔室，并通过管路到达 490Pa（$5cmH_2O$）压力开关、将压力开关合上。到达笑气压力腔室的气，推动隔板和轴杆一起向右移动，并自动减小了阀门的开启度，同时减少了笑气的压力和流量，并和氧气的压力达到平衡，使氧气浓度自动控制在 25% 以上。此时可通过氧气流量表阀和笑气流量表阀来调节各处的流量和氧浓度。如图 4－17 所示当氧流量表阀关闭或氧流量在 700ml/min 以下时，最小氧流量装置将保证氧流量在 300ml/min，并且

O.R.M.C 装置自动关闭笑气阀门，使得笑气通路切断，保证没有笑气供应。此时不产生报警信号。在一般情况下，氧流量和笑气流量是随意可调的，如果氧流量一定时，笑气流量过大，在笑气腔室的隔板上将产生一个更大的力，这个力驱使轴向氧气室运动，这就导致 O.R.M.C 装置的笑气流动受到更大的限制，减少了笑气流量，如果此时电子开关触点闭合，将在面板发出一个报警信号。

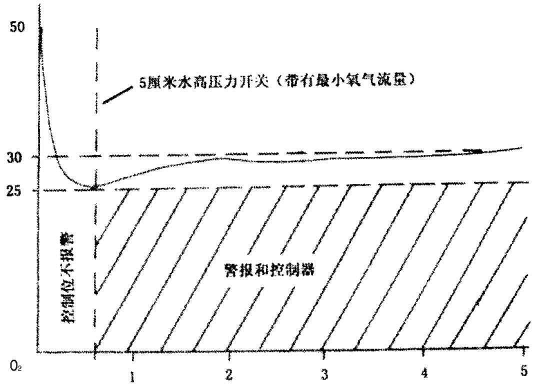


图 4－13　最小氧流量

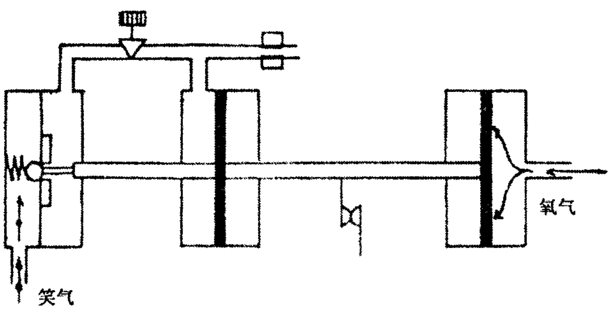


图 4－14　压力开关

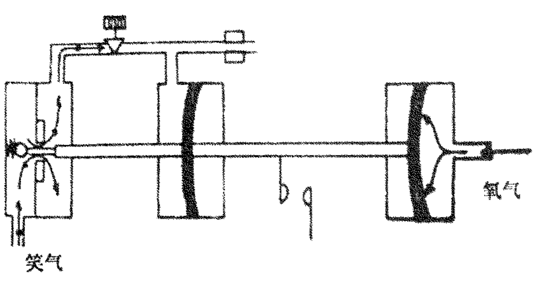


图 4－15　压力开关

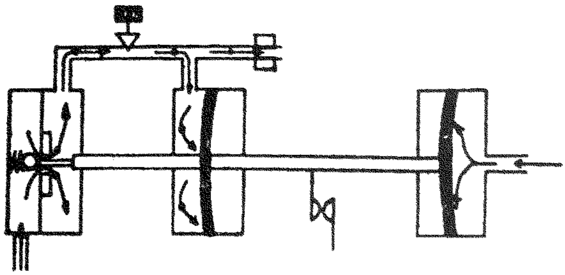


图 4－16　笑气流量表阀打开时

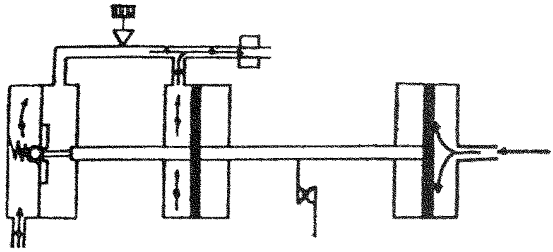


图 4－17　氧流量表阀关闭时

O.R.M.C 装置只有在同时使用氧气和笑气时才有效，如果改用其他气体，或只使用一种气体时，它将失去意义。

在图 4－13 上，横轴代表氧流量纵轴代表氧浓度，当氧流量在 700ml/min 时，490Pa（5cmH_2O）压力开关将不动作，在此流量以下时不会产生报警信号。但受 O.R.M.C 的控制，一般情况下，在高氧流量时，O.R.M.C 的报警限在 30%，在低氧流量时其报警限在 25%以上，总的报警范围是 25%～30%以内。控制范围也是一样，经 O.R.M.C 装置后不会有 25%以下的氧浓度的气体供给。

2．呼吸器

麻醉机所配用的呼吸机是用于自动呼吸或控制呼吸的。在呼吸过程中，呼吸器应满足病人的基本需要。

呼吸器属呼吸机的一种，用于麻醉机的呼吸器一般以气动为主，也有电动型麻醉呼吸器。麻醉用呼吸器比呼吸机简单得多，但还应具有一些基本功能。

3．全麻醉药蒸发罐

理想的全麻醉药蒸发罐应既能有效地蒸发麻醉药液，又能准确地控制麻醉药浓度。蒸发罐属麻醉机的心脏部件，它将决定麻醉机整体的性能。

蒸发罐有多种类型，但总的来说有四大类：气泡（鼓泡）型蒸发罐、加热蒸发罐、滴入型蒸发罐，自然蒸发罐等。

蒸发罐是用来蒸发麻醉药物的，常用的麻醉药物有以下几种：

乙醚（Piethylether），为无色挥发性液体，有刺激性嗅味，沸点 35℃时比重为 0.72。20℃时蒸气压为 5878.5Pa（442mmHg），易燃易爆。能抑制中枢神经系统，镇痛作用强，术后呕吐。

氟烷（Fluothane，Haloihane）又名三氮氯乙烷。为无色透明的挥发性液体，具有水果味，沸点为 50.2℃，20℃时的蒸气压为 3216.6Pa（242mmHg），易产生光气，对锡、铜、铝有腐蚀性。麻醉效能强，能抑制呼吸，循环系统，不主张独立使用。

安氟醚（Enflurane，Ethrane），为无色透明液体，结构稳定，能抑制呼吸及循环，无别的副作用，目前广泛使用。

异氟醚（1soflurane，Forane）结构稳定，为无色透明液体，是安氟醚的异构体，其物理特性很相似。麻醉后，无副作用，但很难制得。

以上为现在主要使用的几种可挥发性麻醉药，已淘汰的有甲氧氟烯、氯仿、三氯乙烯，其主要原因是毒性大副作用多，现在试验用于麻醉的新药还有：七氟醚、氟环丙烷、氟氟甲乙醚等，由于其药性和使用时间的关系现在还没能广泛使用。

对于麻醉药的基本要求有以下几点：麻醉效果好，使用安全、毒性低，不燃烧不爆炸、无严重副作用或长期隐患，病人易吸收易排出，对呼吸、循环抑制轻，在体内代谢量小，易生产，成本低等。

蒸发罐的性能是由其蒸发药物浓度的精度来决定的，由于其浓度取决于周围的环境温度和热源变化、所以主要根据热源分类。

鼓泡型蒸发罐是利用气体通过蒸发罐里的麻醉药液鼓出气泡，并通过气泡里气体的热量使气泡表面的麻醉药蒸发，由于该蒸发罐的蒸发量完全取决于气体的流量和温度，而无法控制其蒸发量和混合气体中麻醉药的浓度，所以不太适用，并且其蒸发效率应比较低。在以前人们通过提高温度和增加气泡的个数来改善其蒸发效率，由于无法控制浓度，该蒸发罐日趋淘汰。

加热型蒸发罐：加热型蒸发罐按其热源分为电加热型和化学加热型二种。加热型蒸发罐是在蒸发罐中安置电加热器、通过调节电加热器来控制蒸发的。化学加热型蒸发罐如图 4－18 所示。利用热水将化学结晶体加热后、依靠结晶体贮热，在麻醉过程中结晶体放热使麻醉药蒸发。由于这二种蒸发罐的蒸发量都不能随麻醉气流变化，所以其浓度无法控制，使用范围不广。

滴入型蒸发罐如图 4－19 所示。该蒸发罐是使用比较早的一种，开始使用也较简单，是在气体入口处安置一个贮存溶液腔，其底部与气道相连，麻醉药滴入气道后蒸发随气体带给病人吸入。后来发展的滴入型蒸发罐是在主气道中加入填充料如毛线织物或钢丝网，并在此段安置一个贮存麻醉药溶液腔，其下部一小通管与主气路相连，当气体由主气路流过时，能在填充物上将药液蒸发带走，并且可以通过调节小通路口径的大小来调节出药量，但其麻醉药浓度还是不能预知。

自然蒸发型蒸发罐：也称间接加热型蒸发罐，是现在使用比较多的形式。它是利用青铜具有高比热和良好蓄热和散热的材料制作蒸发罐底座或壳体、依靠它来吸

收周围环境的热量，并利用这些热量蒸发里面的麻醉药，通过一些辅助装置来实现不受外界影响，包括温度、压力和气源的供给快的影响，并能准确地控制麻醉药浓度，并随意调节浓度的高低。

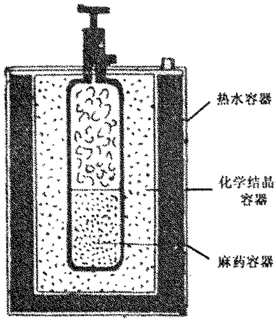


图 4－18　化学热型蒸发罐

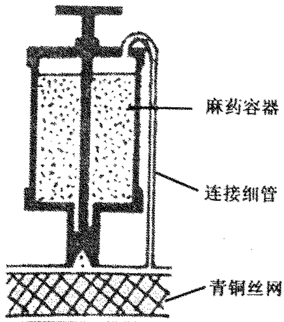


图 4－19　滴入型蒸发罐

改良型蒸发罐的罐体采用了优质青铜，在底部是一个能同时产生多个气泡的底盘。具有补偿装置精密蒸发罐如图 4－20 所示。从图示知：混合气体经气体进口到达蒸发罐内。一路经旁通路达到气体出口，另一路以内部气道到零点锁点，如果蒸发罐已打开（零点锁按钮已按下），气体将通过零点锁点到达压力补偿装置，这个装置能自动实现在主气道压力变化时，使麻醉药蒸汽输出量相应变化，而不会使气体出口处麻醉药浓度产生波动，经压力补偿装置后气体将到达蒸气室，在蒸气室内气体将主要与被细灯芯束吸收并蒸发的麻醉药蒸气混合，经气道到达蒸发罐控制孔，这个孔将受控制旋钮的控制，它将决定由这个孔输出的麻醉药蒸气的量，由于温度补偿装置带动其轴杆上下运动，使压力补偿能消除压力波动和气体回流，使得经过旁通口的气体和经过蒸发罐控制孔的气体量存在着一定的比例，这就决定了气体出口处的麻醉药浓度，且通过控制旋钮来改变这个比例也就改变了麻醉药浓度。

图 4－21 为 Drager 蒸发罐的原理图，用以说明气体的流动。当浓度控制旋钮在零点时，其开关在关闭位置，混合的新鲜气体由入口进入蒸发罐后，不进入蒸汽

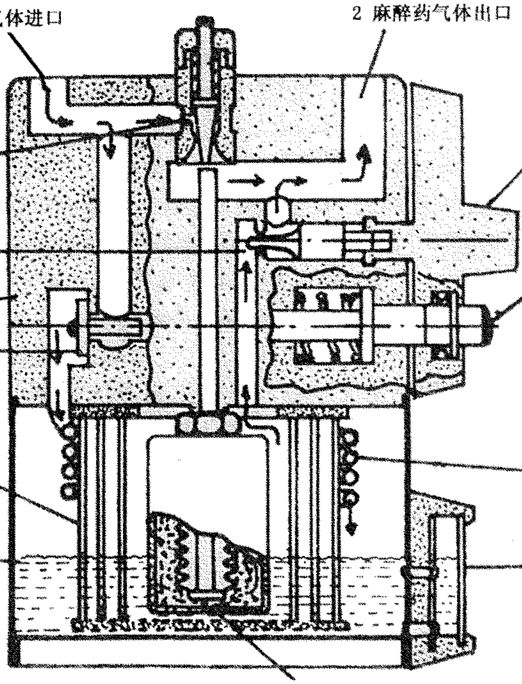


图 4－20　具有偿装置精密蒸发罐

室，直接由新鲜气体出口排出到病人系统。

当浓度控制旋钮调到高于 2% 时，开关会自动打开，允许有进来的新鲜气体进入蒸发罐内部，气体进入内部后，在蒸发罐内立即分二个通路流动，新鲜气体的一部分通过恒流控制的通路流动，调节浓度控制旋钮时，可补偿温度变化。新鲜气体的另一部分，通过压力补偿器流动，它能防上正气体在蒸发罐逆流和压力变化时影响输出蒸汽的麻醉药的容积百分比浓度。气体经压力补偿器后进入蒸发罐蒸汽室，蒸汽室有填充的麻醉药，由一种特殊材料制成的灯芯束吸收并蒸发成麻醉药蒸气。新鲜气体进入蒸气室后与麻醉约蒸气混合并达到饱和，饱和气体通过控制系统后离开蒸气室，与通过系统没有进入蒸气室的新鲜气体混合，成为带有麻醉药并保持一定麻醉药浓度的气体输出。在该装置中，控制系统受浓度控制旋钮的控制，蒸汽室旁路系统受温度补偿膨胀器的制约。通过这些装置能保证麻醉药浓度可调，不受环境温度，气流压力的影响。不同气体和浓度对麻醉药浓度有不同的影响，该蒸发罐浓度范围为 0.20% ~ 5%。

在麻醉过程中不允许同时开动两种蒸发罐，制造厂家不允许用一种蒸发罐使用二种麻醉药。因为不同的麻醉药有不同的物理性和化学性，其主要原因是其蒸发温度、蒸发压力、蒸发量不相同，每个蒸发罐都是依据不同参数设计的，一般设有三种类型蒸发罐。由于其浓度要求高，对使用也就提出了要求。

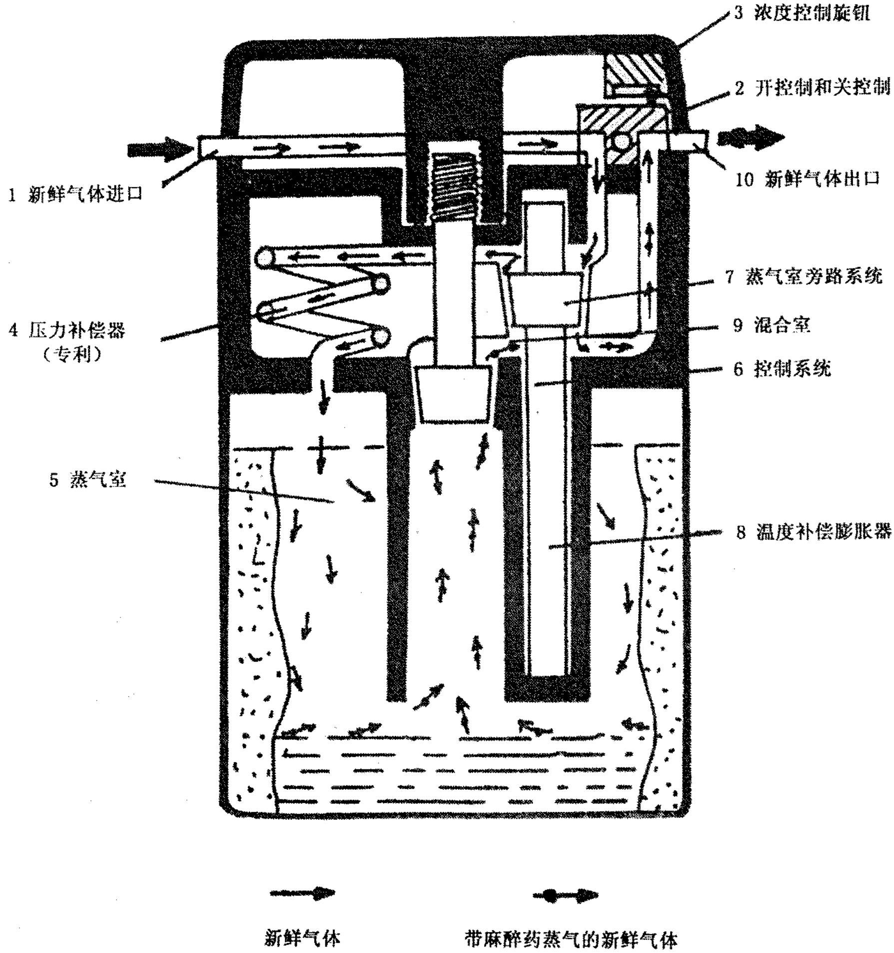


图 4－21　精密 Dreger 蒸发罐

①蒸发罐每次使用前必须按要求加注与蒸发罐相同的麻醉药，并使麻醉药液面在指示窗范围内。

②不允许在一种蒸发罐使用二种或多种麻醉药，也不允许在有联锁装置的麻醉机上强行打开两个蒸发罐同时使用。

③不允许将装有麻醉药的蒸发罐搬运或倾斜放置，更不允许打开精密蒸发罐。

④不允许在没有制造商认可的情况下，校准精密蒸发罐的浓度。

⑤不允许在使用中拆卸更换蒸发罐。

蒸发罐安装位置一般有两种：

（1）安装在呼吸环路以内

这种形式易受呼气通气量大小的影响，并且在不同呼吸形式下会有不同程度的影响，而且最易受呼吸本身的影响，所以这种形式现在已使用不多。

（2）安装在呼吸回路之前

这种形式为最普遍使用的形式，它不受呼吸方式的影响，特别是现在采用的低流量、全紧闭方式更是节省麻醉药。

4. 病人回路系统

病人回路系统一般包括：吸气呼吸阀、呼气呼吸阀、可调压力极限阀、多功能转换阀、CO_2 吸收器、螺纹管、呼吸囊、三叉接管头，吸气面罩等，它们将构成病人通气管部分，并依靠这些部件完成几种呼吸循环方式和与麻醉主机相配合实施不同的通气。

吸气呼吸阀是用于导向的活瓣：它位于新鲜气体出口处，在病人吸气或呼吸器给气时的吸气期间开启，用于引导新鲜气体的单向运动，并防止在病人呼气时废气回流。该装置一般由一形似圆形垫片的薄片置于一密封的罩中，薄片一般由轻质材料制成，其中有云母、陶瓷、橡胶、塑料、轻金属等制成。由于该薄片必须质轻易动作，不易发生水分凝结和粘连、也不能腐烂和生锈，现在基本上以优质云母为主。由于该活瓣直接关系到循环系统气体的流动，所以必须动作灵活，密封可靠，便于观察和保养，不易损坏，能高温或化学消毒，与云母片相配合的密封口和密封垫必须紧密。优良的活瓣不会因活瓣而影响通气量，也不会增加呼吸阻力。

呼气呼吸阀也是用于导向的活瓣，它位于病人呼气的出口处，但它的作用与吸气呼吸阀不同的是在病人吸气或呼吸机给气时关闭，在病人呼气或在呼吸机为病人呼气时开启，该装置与吸气呼吸阀相同，其性能也将影响病人回路的通畅，应和吸气呼吸阀的要求相同。

可调压力极限阀：是一种用于呼吸道内起过压安全保护和排泄过剩气体的装置。其泄放压力极限一般是在 0～8000Pa（0～80mbar）可随意调节。它的结构原理是利用弹簧来压迫活瓣的膜片，弹簧力是人为调节设定的，弹簧力将直接作用于膜片上，其调节范围也就是泄放压力极限。它的开启只是在压力过高时直接将病人回路的气体（包括新鲜气体和麻醉蒸汽，以及病人呼出的 CO^2 的废气）排到机器之外，也可以通过管路将废气排到室外。

图 4－22 为可调压力极限阀（APL）。

多功能转换阀门：是装在呼吸系统中，通过转换阀门的位置能实行不同的呼吸方式，其中包括：机械控制呼吸（自动）、手动控制呼吸（手动呼吸囊通气）、自主呼吸，还能在循环回路中实行全紧闭、半紧闭、半开放等麻醉方式。

CO_2 吸收器：是利用吸收器里的吸收剂来有效地吸收循环呼吸回路里的病人呼出 CO_2 气体，以此来减少循环呼吸回路中 CO_2 气体的含量。CO_2 吸收器的结构比较简单，其外围形似一圆桶，在上下各有气路接口，是用有机玻璃或其他透明硬质材料制成的。吸收器的容积一般有 1 升、2 升、3 升等不同大小，在容积中间有分隔。小容积 CO_2 吸收器一般同时安放二只或三只。CO_2 吸收器的各连接口要求必须密

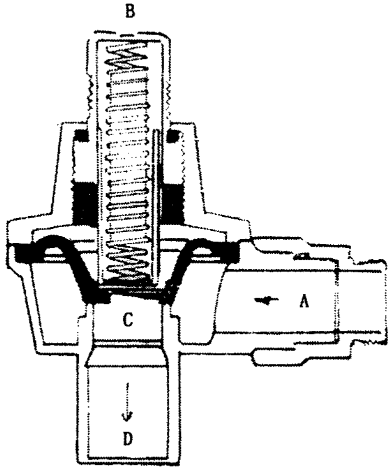


图 4 - 22 可调压力极限阀

A　麻醉机排气口固定件　B 压力调节旋钮　C 压力膜　D 掉气口。

封，CO_2 吸收器里填充的吸收剂必须具备以下要求：具有相当强的吸收 CO_2 能力；反应前后必须有明显的颜色变化：反应中（吸收过程中）没有另外的气体或有害物质随气体带给病人；吸收不需别的附加条件；吸收 CO_2 率及其利用率高：制取方便且价格低。常用作麻醉回路 CO_2 吸收剂的有：

碱石灰：是氢氧化钙、氢氧化钠和氢氧化钾的混合体，其比例为 9∶5∶1

钡石灰：是氢氧化钙和氢氧化钡的混合体，其比例为 40∶1，其中含有少量的结晶水于氢氧化钡之中。

通过实际使用碱石灰要比钡石灰的使用率高，因此目前使用的 CO_2 吸收剂主要以碱石灰为主。由于 CO_2 吸收剂有吸收作用，因此平时应密封保管。

螺纹管、呼吸囊和吸气面罩，是用于回路系统的零件，大多由橡胶或塑料制成。螺纹管是用于连接病人和麻醉机或麻醉机各部件的导管，螺纹管是在标准管道（ISO 国际标准）或一定尺寸的管道的外壁制成螺旋纹，它能避免管道直弯，以减小呼吸回路的阻力。有的弯管也还包含有螺纹状的钢丝，以弥补橡胶材料太软，在使用过程中出现扭折梗阻的现象。螺纹管的尺寸一般有成人和儿童两种，成人螺纹管的尺寸有内径为 22mm 和 23mm 两种，以 22mm 国际标准使用最多；儿童所使用螺纹管尺寸以内径 15mm 为主，因为对螺纹管还要求其满足呼吸机的吸气流速，保证有一定的工作压力，尽量减少呼吸阻力和减少容腔，所以螺纹管不能太细也不能太粗，不能太长或太短。

呼吸囊分能自充气和不能自充气的贮存袋两种，能自充气的呼吸囊本身有弹性，能依靠弹性吸进周围的空气或回路中多余的气体，无弹性的贮气袋主要是用于贮存气体，自充气型呼吸囊主要是用在手动通气。它不依靠任何气源配合呼吸回路

给病人实施通气，有利于紧急情况下使用，但在麻醉时，和麻醉机联用的机会不多。贮气袋主要是为麻醉呼吸系统提供一个混合气体，贮存气体、缓冲气流，平衡控制定量吸气的场所，它的大小有 0.5～8L 等多种，主要是根据病人的需要来选用。

吸气面罩一般分大中小和特小号四种，其形状有很多种，在某些部位采用透明有机玻璃制作，但总的应该做到大小适中，边缘柔软能紧贴面部，不漏气，不损伤面部，无效腔小等特点。螺纹管，呼吸囊和吸气面罩等病人回路的总要求是能抗静电，不易腐蚀，质地软有弹性，易于化学消毒或高温消毒。

三叉接管头，气管插管接头等都是麻醉机病人回路的附件，对于它们的要求是结构合适、坚固耐用，便于消毒。

图 4－23 为一简单的病人回路图。图中新鲜气体进入后到达呼吸囊，在吸气阶段，气体由呼吸囊经吸气阀到达病人的肺部，在呼气阶段气体由病人经呼气阀到达二氧化碳吸收器后到达呼吸囊。在这个系统中压力安全阀用于高压安全保护，APL 阀用于调节排出气体的压力限，旁通控制用于控制旁路系统。

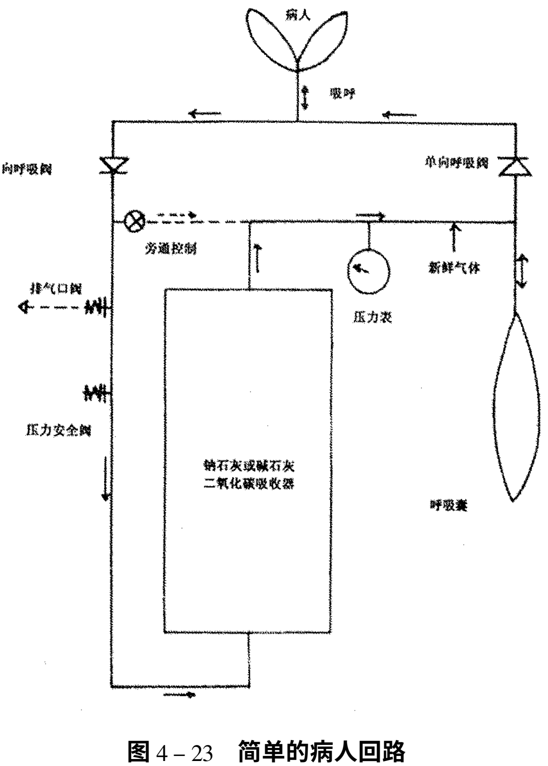


图 4－23　简单的病人回路

图 4－24 为带有呼吸器的麻醉回路图。氧气和空气或氧气和笑气在混合器按预定氧浓度混合后，按预定通气量由流量表和流量表阀单元控制输出，经管路到达麻醉药蒸发罐，如果蒸发罐在预定浓度位置，气体将按预定量混合麻醉药蒸气并由蒸发罐输出，如果蒸发罐在关的位置（0 点），气体将通过旁路系统直接输出，而不进

入蒸发罐的内部。气体由蒸发罐出来后，经管路一路到达气体缓冲器并到达排气单向阀，由于此阀是一个排气阀，气体必须在控制阀打开时才能有通路。同时从蒸发罐气体也经管路通过单向阀，并到达 APL 阀和呼吸囊，当气流继续通过时，将通过单向阀，此时紧急空气供应阀将关闭，由单向阀出来的气体可经管道到达呼吸器控制阀和吸气阀，此时将完成了呼吸器的供气过程。

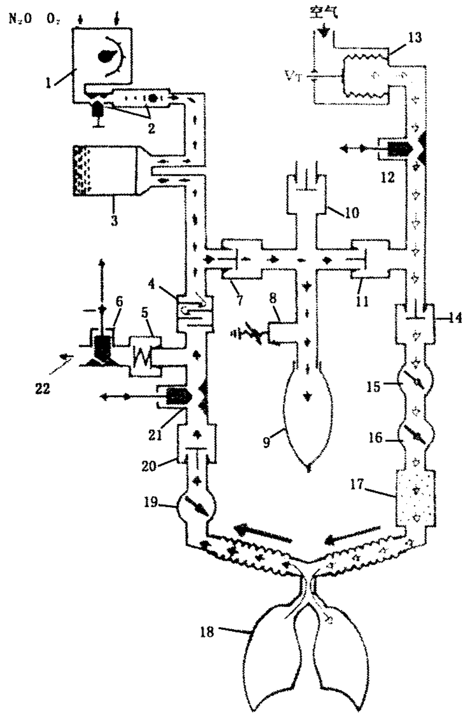


图 4－24　带有呼吸器的麻醉回路

1. 气体混合器　2. 流量表及控制阀　3. 麻醉药蒸发罐　4. 气体缓冲器　5. 排气单向阀　6. 控制阀　7. 单向阀　8. APL 阀　9. 呼吸囊 10. 紧急空气供给阀　11. 吸气单向阀　12. 呼吸器控制阀　13. 呼吸器　14. 吸气阀　15.16. 测量元件　17. 二氧化碳吸收器　18. 病人肺部　19. 通气量表　20. 呼气阀　21. 呼吸控制阀　22. 废气排出口

呼吸器供气：此时控制阀门将打开，呼吸器将由空气推动将气束向上压，气体通过管路经控制阀到达吸气阀，通过吸气阀和测量元件到达二氧化碳吸收器，经吸收器吸收后经管路到达病人的肺部，在此时呼吸控制阀是关闭的，气体将在此被阀阻断，并完成所调定的吸气量。在呼吸时，呼吸器将失去空气的推动力，并依靠其风箱皮囊的自重向下运动，同时吸进气道和呼吸囊牛的气体，并关闭吸气阀。呼吸器的风箱每次吸进的气体量是预先调定的，在呼气期间，气体将从病人的肺部经管路到达呼气阀，回路中的通气量表将测量病人的通气量。气体可由呼气阀经呼吸控制阀到达废气排出阀和气流缓冲器，病人的呼气和呼吸器中，病人废气的排出将根

据控制阀的开启情况来决定，在手动呼吸时，将依靠呼吸囊驱动，同时呼吸器控制阀将关闭。在自主呼吸时，呼吸囊将作为贮气袋，在气体供应不足或气体供给失败时，紧急供气阀将自动吸收大气中空气来维持病人的通气量。

（二）安全装置

安全装置是麻醉机的一部分，它包括测量装置、监护装置。

按麻醉的基本要求，先进的麻醉机必须监护危及人们生命的呼吸参数。其中包括；氧浓度监护、每分钟通气量监护，气道压力监护，某些优良的机器上还配有或可以增加监测：呼出二氧化碳浓度、吸入或呼出的笑气浓度、安氟醚、异氟醚、氟烷等常用的麻醉药蒸气浓度，并能监测血氧饱合度，吸入气体温度，还能监测心电、脉搏、血压、心律失常、心血排出量、人体温度，脑电等生理参数，所有的这些将为麻醉师提供很大的帮助。

1. 氧浓度监护仪

氧浓度监护仪的测量方式基本有两种，一种是利用极谱法来测量的，另一种是利用固定化学电极束测量。这两种方法的共同点是利用氧气中最容易定标的浓度21%和100%作为定标点，根据氧浓度不同其电流效应不同产生一个信号电流，经电子电路或微处理机处理后进行数字或特定指针指示，并能根据实际需要随意设定一个氧浓度报警的上下限，通常上下限设定起点为19%～99%，上限的起点为99%～20%，但上限总是不能低于下限，这样其实际值就必须是在两者之间为正常，否则将给出报警光信号，它能避免人们的误操作或实用中的意外。一般极谱法测量是抽吸气体取样，光学固体电极测量法是直接将其做成整体感应器，置于气道中，一般以吸入气道为主。由于气体中必定会有一定的水蒸气，如果长期使用，会在电极或感应器上发生水凝而影响测量精度。所以很多装置上都设有加热装置和气流吹动装置，避免水凝结。极谱法和固体化学电极法测量都一定的时期性，必须定期更换。

2. 通气监护

每分钟通气量监护分电子监护和机械原理测量两种。电子监护仪主要利用铂金丝制成感应器置于气道中测量。机械原理是利用气体能推动风轮运动，风轮带动指针转动，测量的，由于在该装置中气道为标准量，风轮的转动数与气流量相对应。电子监护仪的铂金丝感应器能在气体流过时，在两条铂金丝上产生不同的效应，将此效应进行放大并和标准信号比较，得出铂实际值。

3. 压力监护

气道压力监护仪是用于监测气道压力的装置，并能将超过限定范围的情况及时报警。该装置也分为机械式和电子测量两种。机械式气道压力监护仪形同前面所讲的压力计，属麻醉监护仪中比较简单的一种。电子监护仪是利用压敏元件来产生电信号，通过电子电路将信号处理放大进行指示，由于在气道中存在着峰值压力、平均压力、呼吸末压力，所以在某些装置上还能指示其压力变化值，并能通过电路算

出其平均值。由于压力随呼吸的变化，通过电路在某些装置上还能自动地计算并指示其呼吸频率，通过压力监护仪能及时发现气道阻塞或气管脱落以及其他气压方面的故障。

由于氧监护每分钟通气量监护以及压力监护为麻醉的基本监护，所以现在很多制造厂家将这些监护集成于一体，并生产了专用的监护仪来监护检测这些参数。

4. 二氧化碳监护

（1）二氧化碳监护仪

二氧化碳监护仪是检测呼吸回路中二氧化碳含量的装置。它利用二氧化碳能吸收红外线的原理制得其感应器，利用电路将感应器的信号处理放大进行指示。由于肺内肺气泡与血管之间二氧化碳扩散迅速，因此血液里的二氧化碳含量与呼气末的相等，通过电路可以将呼吸中呼气末二氧化碳的含量计算出来。有了它可省去很多需验血的机会，通过设定二氧化碳含量的范围能及时发现病人过度换气，二氧化碳淤集等现象，并能通过监护仪随时了解病人的新陈代谢。

（2）吸入麻醉药浓度监护仪

吸入麻醉药浓度监护仪是利用不同的物质有不同的吸收光谱，通过光谱吸收法来测定不同麻醉药的浓度。在一个特制的传感器中如图 4－25 所示，由红外线发射源、光谱过滤片组（共有三组过滤片于三个不同的频谱内同时进行样本测定）、高灵敏度红外线探头和一组反射镜片组成。红外线光束通过气室时，光密度将根据气道中麻醉药的浓度衰减，经镜片使光束反射 10 次，经滤光片由红外线探头接收。将该信号进行放大处理，由微机进行控制。在生理监护仪中是依靠电极或其他感应器来测量其信号的。

5. 麻醉器械及用具的清洁与消毒

任何麻醉器械或附件都会有的一定程度的污染，这些污染中也包括一定程度的细菌污染；这些细菌有可能转变为致病菌，因此必须对所有使用的器械和附件进行消毒。而且对特殊感染病人使用过的用具还需更严格的消毒。消毒和灭菌的方法大致有如下几种：热消毒、化学消毒、γ 射线和紫外线消毒等几种。

热消毒是利用热的原理来对器械或附件加温。热消毒包括高压蒸汽消毒，压力在 0.1MPa（1.05kg/cm^2）时，蒸汽温度可达 121℃压力；0.14MPa（1.40kg/cm^2）时能达到 126℃压力。干热消毒是利用热烤箱对器械热烤至 160℃左右。煮沸消毒是利用煮沸水来加热器械或附件。器械的温度升高后能使细菌蛋白迅速凝固，但高温消毒只能用于能耐高温的器械或附件。

化学消毒主要是用于不能耐高温的器件。化学消毒主要有液体消毒和气体消毒两种。化学消毒是通过消毒剂凝固或稀化细菌的蛋白来消毒的，但化学剂也应选择使用。

γ 射线和紫外线消毒中前者主要是用于昂贵和易损坏件的消毒，紫外线消毒主要用于大面积消毒或预先初步消毒。

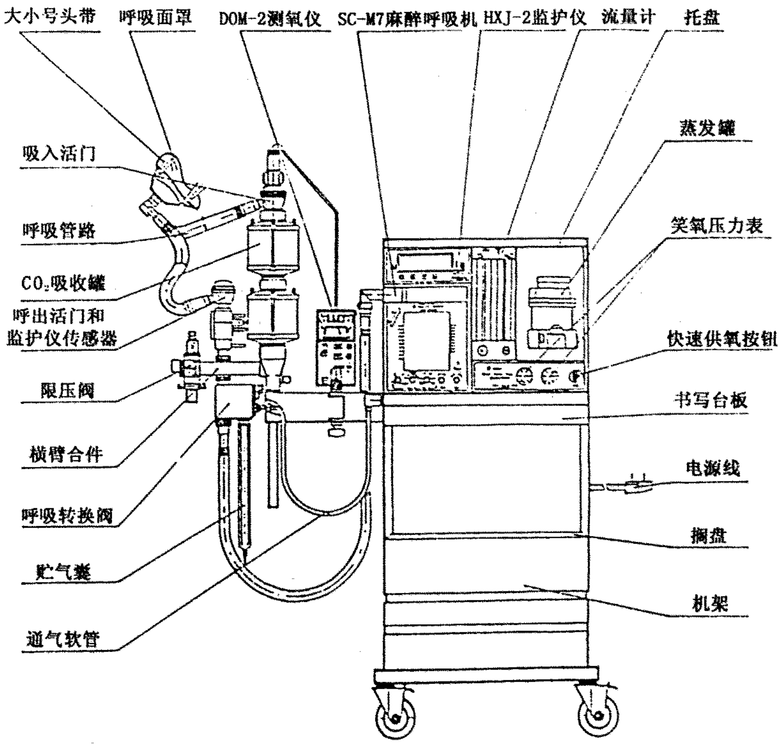


图 4－25　**麻醉药浓度监护仪**

第二节　MHJ－IIB 型麻醉机

MHJ－IIB 型麻醉机是上海医疗设备厂的产品，是我国生产较早、数量较多、使用较普遍的麻醉机，经多次改进产品性能较为稳定。

一、主要部件

MHJ－IIB 麻醉机适用于吸入性全身麻醉、供氧吸入、复苏术及呼吸管理。本机的特点是：采用标准接口，用户可根据需要选购各种部件组合使用，并可与呼吸机，麻醉临护装置等配套，因此有很广泛的应用范围，其结构参见图 4－26。从图示知：麻醉机由机架、笑、氧流量计、二氧化碳吸收器回路、蒸发罐、减压器、供氧部分，电路部分等构成。

1．**机架**

本机机架设计为推车形，带有抽屉，书写台板和放物盘，便于安放，移动及放置其他器械，一旦装置放妥可揿下两前轮的刹车片，保持整机的稳定。

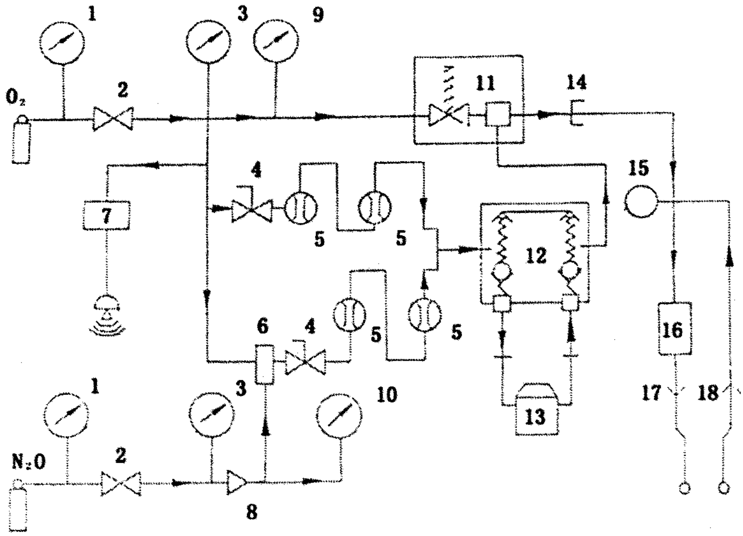


图 4－26　WHJ－IIB 型麻醉机结构

1. 储气钢瓶压力表　2. 减压器　3. 减压表　4. 流量调节阀　5. 流量计　6. 笑气截断阀　7. 缺氧报警器　8. 单向阀　9. 氧气压力表　10. 笑气压力表　11. 快速供氧　12. 插入式蒸发器座　13. 蒸发糯　14. 共同气体山口　15. 二氧化碳吸收罐　16. 储气囊　17. 吸入活门　18. 呼出活门

2. 笑、氧流量计

机架上半部分的前面为流量计，蒸发罐，按钮式快速供氧装置：后面是通气管路接口，可根据标记和不同的接头，连接不同的气源；侧面是共同气体出口处和二氧化碳吸收器安装臂。

本机流量计设计为针形阀控制的浮标式流量计，为保证麻醉过程中的安全性，防止缺氧，配有笑气自动截断装置，同时具有笑、氧联动混合装置（最低浓度约为30%，且氧浓度可任意调节。）大大地方便了麻醉师的操作使用。

3. 二氧化碳吸收器回路部分

回路部分由吸收器主体、过压排气阀、吸入和呼出活门、二氧化碳吸收罐等组成。接口采用 ISO 国际标准，整个吸收回路部件可升降及转位，便于各种不同位置的操作。

本机配有两只容积各为 1L 的透明吸收罐，不仅能单只使用，而且能叠加在一起使用，便于长时间的手术麻醉。

吸入、呼出活门使气流定向流通，隔开了吸入与呼出相的气体，其透明罩壳使医生可以随时观察病人在吸气和呼气过程中的情况。

进气口连呼吸囊，可加一根500mm长的波纹管，以便于医生在一定距离内的使用。

4. 蒸发罐

本机所配Tec.3型氨氟醚蒸发罐属于越流型，用于回路系统外，温度常为18～35℃，流量补偿为0.2－10L/min，输出浓度为0%～5%，使用前先要将药液加到"FULL"刻线，最少不能低于刻线值的一半，旋松加药器旁边的旋塞，即可拌空蒸发罐腔内的药剂。使用时旋转刻度盘，按刻度值确定所需要的麻醉药浓度。

插入式蒸发罐座，能快速安装蒸发罐，插入后，将锁定器旋紧，气路即自动接通。

5. 减压器

麻醉机的气源来自储气瓶，瓶内的高压气体不能直接使用，必须通过减压器降低其压力后方可使用。

本机附有反作用式减压器，使用时，按逆时针方向开启储气瓶的阀门，气流通过减压器降低其压力后流入麻醉机，减压器上的压力表指示储气瓶内的储气量，减压器装有安全阀门，当压力高于调定压力范围时，安全阀门便自动排气，减压器和压力表严禁接触油类以免爆炸，停止使用时应将储气瓶关闭，使压力表指针回复到零点。

二、主要技术指标

1. 供气压力：0.4～0.5MPa

2. 流量调节范围：

氧气流量：0.1～2L/min，2.5～15L/min（±4%）（串联连接）

笑气流量：0.05～1L/min，1.25～10L/min（±4%）（串联连接）

3. 氨氟醚蒸发罐可调浓度范围，0.5%～5%

4. 缺氧报警及笑气截断：当供氧压力低于0.25MPa时，发出声响报警：当供氧压力继续下降至0.15MPa以下时，自动截断笑气。

5. 快速供氧：30～70L/min

6. 二氧化碳吸收罐容积：1L/只×2

7. 限压阀调节范围：0.5～4kPa

三、工作原理

参见图4－26。压缩气流经减压器后压力降至0.4～0.5MPa（由机架上的笑，氧低压表显示）。开启流量调节阀至所需要的流量值，然后气体由机内的回路输入至麻醉蒸发罐内，得到含有一定量麻醉药浓度的气体。再从共同气体出口处输出，储

存在储气囊内。病人吸气时，由麻醉师通过手法或用麻醉呼吸机通过机械方法将囊内的混合气体（新鲜麻醉气体和病人呼出气体）经机架上的二氧化碳吸收器吸入活门，送给病人，病人呼气时，呼出气体经呼出活门，回到储气囊中，再重复进行上述的吸入和呼出过程。当供气不足时，打开氧气快速阀，能立即输出新鲜氧气加入到混合气体中。当气道压力过高时，可打开二氧化碳吸收器上的排出阀门，排出一定量的气体，以保证麻醉的正常进行，或可通过调节限压阀上的弹簧压力来控制，其限定压力在 0.5 ~ 4kPa 之间可调。

第三节　Sulla808V 全能麻醉机

Sulla808（V）全能麻醉机是西德 Drager（德迩格）公司 80 年代的产品，它具有设计合理、工艺精细、功能齐全、操作方便、使用安全等特点，其安全系统是根据德国麻醉和深切治疗学会以及德国工业标准所的安全规则生产的。

上海医疗器械四厂同 Drager 公司合作组装了一批此型号的麻醉机，它是我国进口麻醉机的主要机型。

一、结构特点

该机为三角型组合式麻醉机。其病人回路、呼吸器、流量单元均在同一高度由左至右排放，其体积小，可移动，并能随意安放多种监护仪，其麻醉系统和呼吸系统全是气动气控，在电源失效或无电地区都能正常使用。其麻醉药蒸发罐能随意选择和更换迅速方便。流量表单元大小可调高低明显。病人回路能方便选择其高度随意可调，方向随便转动，与病人接触的所有部件都能用高温消毒（120℃），通过更换病人系统能适合所有年龄病人的呼吸需要。

二、基本组成

Sulla808V 主机基体上有能同时供给 3 种气体（氧气、空气、和笑气）的气体供给单元，有能使用空气为动力型的气动型和定容时间切换型呼吸机，有 3 种麻醉药挥发罐和能供不同方式麻醉的病人循环回路以及保证人们生命安全的病人监护仪。此外还有可供选择使用的存放托和抽屉。Sulla808V 的基本组成如图 4－27 所示。

图 4－27 中各部件可供选择，包括监护仪、麻醉药蒸发罐等。

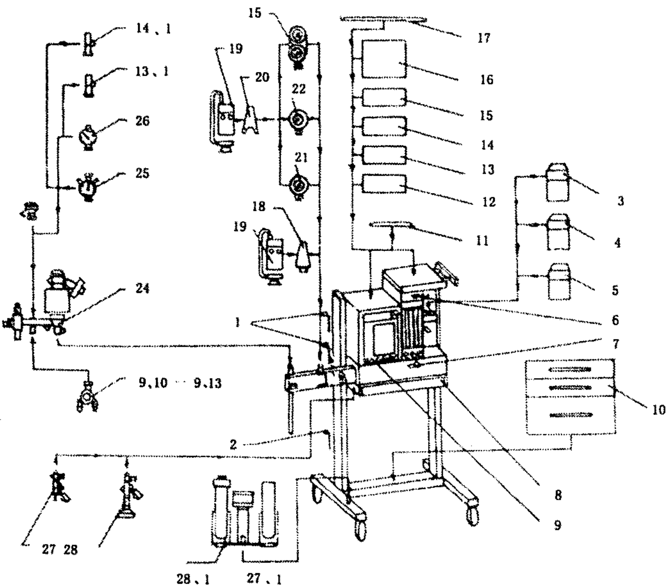


图 4 – 27　Sulla808V 麻醉机的基本结构

1. 附件承托架套　2. 附件承托架　3. 氟烷蒸发罐 4. 安氟醚蒸发罐　5. 异氟醚蒸发罐　6. 压缩空气辅助装置　7. 氧气旁路轴助装置　8. 书写面板　9. 气动开关　10. 抽屉组合　11. 监护仪紧固件　12. 气体监护仪　13. 气道压力监护仪　13.1. 气道压力监护仪联接件　14. 流量监护仪　14.1. 流量监护仪联接件　15. 二氧化碳监护仪　16. 记录仪　17. 顶部托盘　18. 氧监护仪支架　19. 氧监护仪　20. 氧监护仪联接托架　21. 麻醉定时针　22. 血压表　23. 麻醉专用仪　24. 病人回路系统（两类）　25. 通气量表（两种）　26. 气道阻尼表　27. 吸引器抽吸器　28. 吸引器喷口

三、气体供给

气体供给部分如图 4 – 28 所示。

压缩气体经各自的压力表由减压阀减至 0.5MPa，经单向阀到达供气道。氧气由单向阀出来后，一路经管路到达吸引器单元，另一路直接供给紧急供氧系统（旁通路）。同时，氧气压力信号将供到切换开关用以选择使用空气或笑气，选择开关只能控制笑气切断阀和空气导通阀的一只导通，氧气压力还将直接用以控制氧气压力失效报警装置和氧气失效时笑气切断阀，这样笑气切断只有在氧气压力在规定值以上 2×10^5 Pa 时，选择开关在笑气通时才能打开阀门，使笑气流过。在氧气压力低于 2.6×10^5 Pa 时我们将能听到一个声报警信号，在氧气压力低于 0.6×10^5 Pa 时机器将通过切断阀自动切断笑气通路。

当气体选择开关在笑气位置时，氧气和笑气经各自的减压阀减压至 1.5×10^5 Pa，通过氧气利笑气流量表阀能分别调节其每分钟供气量，并且这个值将在流量表上显

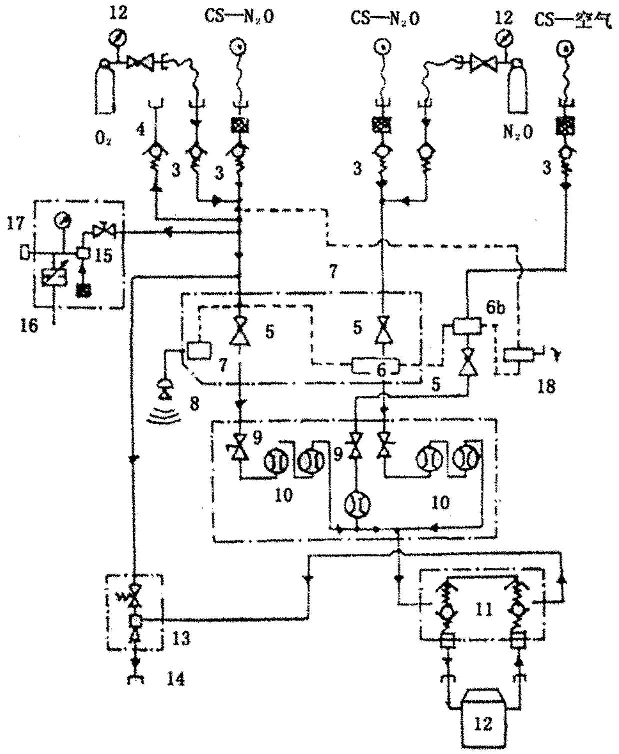


图 4－28　Sulla808V 麻醉机的气体供给图

1. 气瓶压力表（高压）　2. 减压阀 2×10^7 Pa/5×10^5 Pa（200 巴/5 巴）　3. 单向阀门　4. 通气联接捅头　5. 减压阀 5×10^5 Pa/1.5×10^5 Pa（5 巴/1.5 巴）　6. 笑气切断阀　7. 压缩空气联接阀　8. 缺氧信号发生器　9. 缺氧声报警装置　10. 流量控制阀　11. 流量表　12. 蒸发罐插入系统　13. 紧急供氧口（旁通）　14. 麻醉蒸发罐　15. 混合气体输出口　16. 吸引器喷口　17. 捧气阀　18. 吸引器吸口　19. 气体选择开关（空气/笑气）

示，能根据流量表来修改其每分钟供气量，预定的气体经管路相混合，并通过蒸发罐插入系统到达麻醉药蒸发罐中，如果麻醉药蒸发罐已打开并预定在某一浓度值上，气体的一部分将进入麻醉药蒸发罐的蒸气室，将麻醉药蒸气带出，在麻醉药蒸发罐的出口处就能得到所需浓度的麻醉气体，麻醉气体经管路到达混合气体出口后，就可提供给病人使用。

如果气体选择开关选通空气时，阀门将关闭，闭门将打开，并允许压缩空气经减压阀减至 1.5×10^5 Pa，流量表阀能预定空气的流量，并通过流量表指示，预定的氧气和空气经管路相混合后将到达麻醉药蒸发罐，提供给病人使用。

氧气紧急供应阀能在需要时迅速大量供应氧气、其流速大约为 35～55L/min，并且不受其他气体的影响，直接向病人提供大量纯氧。

真空吸引器装置是用以吸引手术过程中的浓血痰，它将通过调节阀来调节其吸

引力。

在 Sulla808V 的主机上还装有精良的 ORC 系统，它能准确地控制并保证其氧浓度（在使用笑气时）不低于 22%

该机中流量计为浮旋表式，双流量管分别显示其高低流量，笑气的低流量为 0.1～2L/min，高流量 2.5～1.5L/min，笑气的低流量为 0.5～1L/min，高流量为 1.25～10L/min，其误差不超过 10%。能通过高精度的限制流量阀来调节混合气体浓度，其流量表阀的旋钮各不相同，操作者凭手感即能判断，并且在其旋钮边还有安全阻挡板，完全能避免误动作。

四、呼 吸 器

Sulla808V 都装有气动型呼吸器，该呼吸器为定容型时间切换，是以压缩空气或氧气作为动力、气体压力要求为（3～6bar）。呼吸机的工作压力为 8×10^3 Pa（80±15%mbar），通过人为调节其吸入流速。推动呼吸器压力室内的风箱上下运动，呼吸风箱的容积为 50～150ml，和 150～1600ml 两种，前者供儿童使用。潮气量是通过调节风箱运动来实现的，呼吸频率调节范围为 6～60 次/min，呼吸比调节范围为 1∶1，1∶2，1∶3，吸气流速调节范围为 20～80L/min，呼吸末正压可随意调节。其呼吸功能有 IPPV，PEEP 及 IPPV+PEEP，在其面板上都有常用的呼吸参数供操作者选择，并以绿点为操作提示。呼吸器上有集中的废气收集排出口，呼吸器的病人回路部分能迅速方便地更换和消毒。

呼吸器的开启由人为控制，当开关置于“0”点时呼吸机即关闭。

五、蒸 发 罐

SuilaSOgV 有 3 种不同的常用蒸发罐可供选择使用。其中包括安氟醚、氟烷、由于全麻醉药的理化特性和作用强度等不一，各种专用全麻醉药蒸发罐是不能换用的。sulla808V 的蒸发罐是安置在回路系统之外。其麻醉药液面指示清晰，麻醉药加注和排放方便。在使用中麻醉药不得少于液面加注线的 1/2，其最大倾斜度不得大于 45°。

六、病人回路系统

病人回路系统采用了 ISO（国际）标准其中包括回路系统支架，吸气和呼吸管道及面罩，吸气和呼气活瓣，二氧化碳吸收器，多功能转换阀门，呼吸囊，可调压限阀，废气排放阀及排放管和可供选用的小儿呼吸回路。

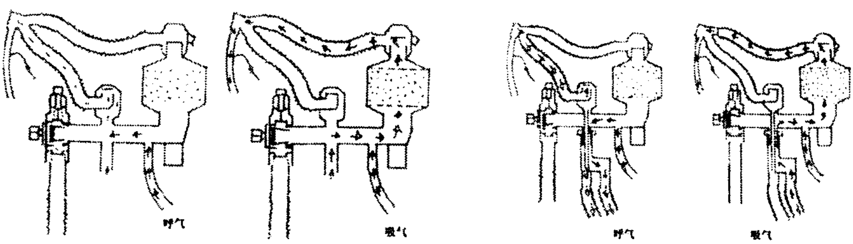
在 sullagOSV 中，吸气和呼气管，呼吸囊，面罩等能都是采用能抗静电的橡胶制

成，呼吸管采用了外壁为螺纹的螺纹管，它能防止弯曲和扭折时气道阻塞，呼吸囊的大小为 2 ~ 3 升，能作为贮气袋和进行手控通气。

病人回路支架能使回路系统的方向随意转动，并能调节回路系统的高度。

二氧化碳吸收器是采用有机玻璃和金属材料制做的，其容积为 1 升，通常是由两个串联在一起使用，其接口是插接头式，有密封和紧固性，在四周都能观察吸收剂的颜色变化。

多功能转换阀门在 salla808V 中设在回路系统的头端，通过转动阀门的方向，能进行自主呼吸、手法控制呼吸和机械呼吸，并能使回路系统处于全紧闭、半紧闭和半开放状态，该阀门有 3 种位置与之相适应。在阀门的下方有一单向活瓣，在与其相通时，气体将经该活瓣排出。在阀门的上方有一压力控制阀，当转换阀门向上时，气体将通过压力控制阀排出，其排出压力可手动调节，其压力限为 $500 \sim 4 \times 10^3$ Pa（5 ~ 40mbar）。当阀门转向水平位置时，能进行紧闭循环呼吸，其具体动作如图 4 – 29 所示。



a　　　　b

图 4 – 29 – a 全紧闭式，气体在回路中不断循环。

图 4 – 29 – b 为全紧闭式循环，可用呼吸机给气控制呼吸，气体重复吸入。.

图 4 – 29 – c 为半紧闭循环，通过排气阀将过压气体排出，重复吸入的气体占大部分，可用于手控呼吸。

图 4 – 29 – d 为半开放式循环通气，病人呼出气体的大部分经排气阀排出，适用于自主呼吸。

图 4 – 29 – e（左）为多功能阀、APL 阀、废气排出阀的立体图。

图 4 – 29 – e（右）是多功能阀的 3 种位置和 3 种状态，可以使用的呼吸方式。

七、麻醉监护仪

麻醉机不但有机器的使用安全装置，还有对病人生命安全的监测装置。Sulla808V 具有以下基本监护仪。

1. 氧浓度监护仪

Sulla808V 全能麻醉机所配氧监护仪为 Drager 公司生产的微电脑控制数字显示的小型监护仪（Oxgdig），它能随意调定报警装置的上下限，具有温度补偿，使用电池

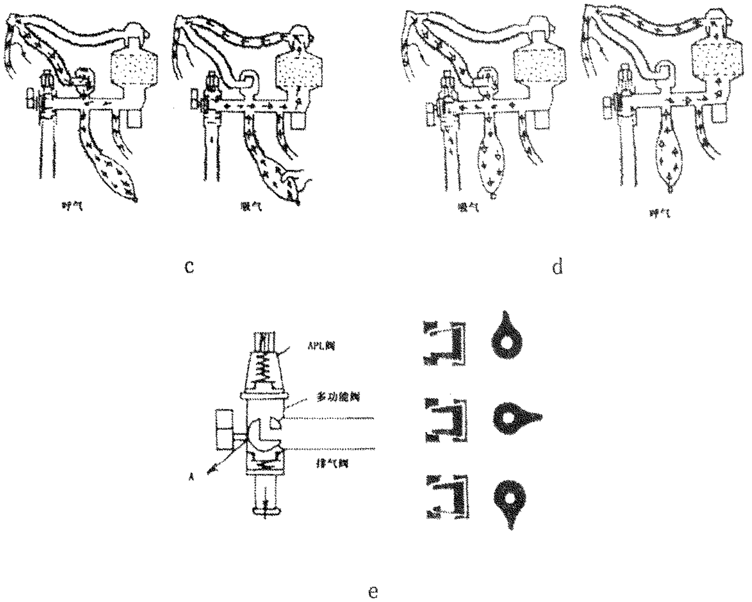


图 4 - 29 多功能转换阀

为动力，显示和测量范围为 0% ~ 100%，报警的最低限为 18%，最高限为 100%，每天只需校准二次。上海医疗器械四厂生产的 Sulla880V - SC 全能麻醉机中设有氧监护仪。

2. 气道压力监护仪

气道压力监护仪有电子和机械两种，在 Sulla880V - SC 中大多采用机械监护仪 Precom，它可以连续监护气道压力变化，用电池作为电源，报警极限可随意调节，它能及时监护气道堵塞或管路脱落。电子监护仪有着很高的精度，并能通过感应器同时测，量呼吸频率。在 Sulla808V 中所配的气道压力监护仪为 BarologA，测量范围为 -1×10^{3} pa ~ 1×10^{4} pa（- 10 ~ + 100 毫巴），准确度为 ± 5%，呼吸频率显示范围为 0 ~ 60%次/min。

3. 气流监护仪

Sulla808V 中的流量监护仪也有机械和电子两种，其中在 Sulla880V - SC 中主要以机械式监测仪 Volumentr300 为主，在此监测仪中能自动计算每分钟通气量和潮气量。在电子监护仪 Spirotogl 能自动监护通气量，其监护范围为 0 ~ 25L/min，其报警上下限随意而定，最低潮气量可达 0.15L，最大潮气量为 2L，能随时更换传感器。测量不受温度，湿度和压力的影响。在某些 Sulla808V 全能麻醉面中还装有二氧化碳监护仪，麻醉药浓度监护仪等。

第四节　麻醉机的使用、维护与故障维修

临床上使用麻醉机必须严格操作程序，按要求进行正常的工作性能检查、参数调节；使用前准备、正确使用及维护，出现故障应及时维修。

一、麻醉机的正常工作性能检查和参数调节

麻醉机的正常工作性能检查和参数调节应包括气体供应、启用准备和使用操作及维护 4 部分。

（一）气体供应

麻醉机使用的气体有空气、氧气和笑气。这些气体的压力、流量、管道的气密性、压力表、蒸发罐、呼吸机都必须符合要求，都必须进行调试和校正。

1. 流量调节范围

（1）氧流量调节范围

打开 O_2 气瓶开关，减压器上的压力表指示气瓶容量（压力），调节 O_2 流量控制阀，能使流量计浮子在满刻度范围内上下移动，流量稳定，并能调节到任一刻度。

（2）快速供 O_2 流量

按下快速供 O_2 开关，堵上通向病人的三岔管接口，约 7 ~ 10s 可将 3L 呼吸囊充满。工作方式开关至紧闭。

（3）O_2 和 N_2O 混合比例

先后打开 O_2 和 N_2O 气瓶开关，先将流量调节到 0.5L/min，然后调节 N_2O 流量控制阀分别记录 O_2 流量计浮子在 1L/min、2L/min、3L/min 时 N_2O 流量计指示值，O_2∶N_2O 流量计指示值应在 1∶1.5 ~ 1∶3 范围内。

（4）呼吸机工作压力调节

打开呼吸机电源，在通向病人的三岔管接口上接上模拟肺或呼吸囊，按下快速供 O_2 开关使风箱折叠囊下降，然后调节呼吸机工作参数呼吸频率 15 次/min，潮气量 500ml，吸呼比 1∶2，调节呼吸机工作压力调节阀，其压力表指示值能在 0.2 ~ 0.3MPa 范围内变化，然后固定在 0.25MPa 位置。当使用较大潮气量或病人气道阻力较大时可调高工作压力，在调节之前应先将调节阀手柄上的红圈（保险机构）拉出，调节之后复原，不可使用工具，以免损坏。

（5）氧气吸入器流量调节

调节氧气吸入器流量控制阀，其流量范围能从0调至最大值。

（6）报警与安全

接通气源，流量计调节到0.5L/s（O_2和N_2O），然后关闭O_2气瓶开关，用目力观察O_2管道压力表指示值，低道压力表指示值，低于0.2MPa时，麻醉机发出报警，继续下降，低于0.14MPa时N_2O流量减少，最终截断供应N_2O压力表指示值为0，N_2O流量计指示值为（0）。

2. 检查泄漏

（1）通气系统气密性

堵上通向病人的三岔管接口，按动快速供O_2开关，使通气系统气道压力表指示值为4kPa，（工作方式开关选择在全紧闭），然后调节O_2流量使压力值保持不变，流量计的指示值即气体泄漏量，应不超过0.2L/min，若超出比值，应重新检查装配质量，找出泄漏处。

（2）呼吸机风箱系统气密性

检验方法和步骤

①在三岔管接口处接上模拟肺，开启呼吸机电源，按快速供O_2开关使风箱折囊下降到0，调节好呼吸机参数（频率=20次/min，潮气量=700ml，呼吸比；1∶2风箱PEEP=0，压力限止=6kPa）。

②用手压迫呼吸囊，无漏气感。

③松开吸入或呼出活瓣使气体泄漏，风箱折叠囊摆幅上升，不能降到0位（取决于泄漏量），三岔管脱开后折叠囊不下降，达到上述要求说明正常，试验结束后复原。

④调节O_2流量为0.5L/min，试验2min，观察呼气末的压力表变化情况和风箱折叠囊的摆幅，能降到0位且呼气末压力有上升的趋势为合格，否则系统有泄漏，应排除故障。

⑤调节O_2流量为5L/min或10L/min，风箱能正常运行且呼气末压力不大于0.2kPa

（3）吸入、呼出活瓣启闭性能检查

采用人工和机械两种通气方式试验，用目力观察吸入呼出活瓣的运行情况，应启动灵活，无卡死现象。

3. 压力表校准

通气系统压力表校准；麻醉机处于不工作状态（不接电源、气源），用螺丝刀调校通气系统的气道压力表调整螺钉，使指针指示0位，然后压迫呼吸囊使压力摆动，检验是否恢复到0位。

除上述列出的调节指标外，还应对蒸发罐性能和呼吸机性能及测氧仪等部分进行性能检查，以确保机器各项指标合格。

（二）启用准备

在检查气体供应后，还应对供气管道的联接方式进行检查。确认没有联接错误后，再对电源及麻醉机性能进行检查。

1. 电源检查

检查电源（电网）插座上的电压是否在正常值范围内（~220V+10%，50Hz），保护接地与大地接触是否良好。

2. 加注麻醉药

向蒸发罐内加药（安氟醚蒸发罐内仅可加安氟醚，异氟醚蒸发罐内仅可加异氟醚），至少需要在使用前 1h，麻醉药加入量可适当超过估计的用量，但不可超过蒸发罐药液显示的上限值。麻醉药的耗用量在 20 时大致为

$$3 \times \% \times F = ml/h$$

式中：3——常数

%——蒸发罐输出浓度（VOL%）

F——气体流量 L/min（若采用 N_2O 麻醉时，应为 O_2 和 N_2O 两种气体总量）

3. 加 CO_2 吸收剂

将 CO_2 吸收罐内装满新鲜钠石灰。

4. 消除通气系统废气

按下快速供氧开关使呼吸囊充盈，将工作方式开关转向半开放，压迫呼吸囊使气体排出，反复 2~3 次。然后开启呼吸机电源，按快速供 O_2 开关使风箱折叠囊充盈，当呼吸机动作时，工作方式开关转向半开放，风箱内废气即可排出，反复进行 3~5 次。

5. 预调呼吸机参数

根据病人体征如体重、年龄及身体状况等，预调呼吸机各项参数。

6. 设置报警界限

调整监护仪各项报警参数，如潮气量、气道压力和浓度上、下限报警等。

（三）使用操作

使用麻醉机进行全身麻醉时，最关键的操作是呼吸的控制，麻醉的实施。

1. 手法人工呼吸

调节流量控制阀，供 O_2 流量最少不低于 0.5L/min，按下快速供氧开关使呼吸囊充盈，然后与病人连接，压迫呼吸囊即可向病人送气。

手法人工呼吸可选择全紧闭和半紧闭两种方式。

分别按下通气量监护仪、测氧仪和脉率、血氧饱和度、电源开关，监护仪可实时显示各项监测数据。

手术时间较长的病人，可及时转入机械通气。

2. 机械通气

当使用呼吸机时，只需按下呼吸机“机控”键即可。

按下快速供 O_2 开关，使风箱折叠囊下降到 0 位，已到 0 位，不必按快速供 O_2 开关。若在呼吸过程中，折叠囊回不到 0 位，应及时按快速 O_2 开关补充 O_2。调节流量控制阀，供 O_2 流量最少不低于 0.5L/min。

工作方式开关选全紧闭。

调整呼吸机工作参数，如潮气量等，密切注视病人状况，了解监护仪显示值是否符合病人需要。一般情况下，显示数据即使十分精确，也只能作为参考，应以病人状况为依据。

3. 麻醉

(1) N_2O 麻醉

使用 N_2O 麻醉时，应在吸气回路接入测氧仪，若有 N_2O 分析仪则更好。

流量调节步骤

调节 O_2 流量，根据您预先选定的 N_2O 流量和 O_2 浓度，先调节好 O_2 流量，例如想将 N_2O 流量调至 3L/min，O_2 浓度为 40%，则 O_2 和 N_2O 的比例为 40%、60%，即 2:3，因此先将 O_2 流量调至 2L/min，然后再将 N_2O 流量调至 3L/min，若 O_2 流量有所变化，重新仔细调整一次，为保障病人安全，O_2 浓度不应低于 30%。

(2) 安氟醚或异氟醚麻醉

采用安氟醚或异氟醚麻醉时，应在吸气回路接入麻醉药浓度监护仪。

调节步骤为：

①调节 O_2 流量，因麻醉药的消耗与流量有密切的关系，配合 N_2O 吸入麻醉时，按规定调节 N_2O 流量。

②调节蒸发罐输出浓度，在 0～0.2%VOL 之间是不允许的。

③密切注视病人状况，必要时适当调整 N_2O 流量和蒸发罐输出浓度。

病人被麻醉后需要及时的进行麻醉撤离。进行麻醉撤离时应首先将蒸发罐手轮（带浓度刻度的盖），调节到 0（锁 0 按钮必须要啮合）。

关闭 N_2O 流量（顺时针方向旋转为关），此时 O_2 流量不变。

若要求尽快排除麻醉剂废气。可启动快速供 O_2 开关，用 O_2 吹除。

4. 停机操作

手术结束，病人呼吸恢复，各项生命指征符合停机要求，即可撤离麻醉呼吸。

首先将与病人连接的三岔管取下，观察病人自主呼吸情况，完全恢复后才能取下，面罩或拔出气管内插管。

关闭 N_2O 和 O_2 气瓶开关，中心供 O_2 管道可拧下供 O_2 接头。

旋开 O_2、N_2O 流量控制阀，排放剩余气体，直至麻醉机上工作压力表指示 0

位，然后关闭流量控制阀。

排除呼吸囊内剩余废气。

关闭电源开关，拨下总电源插头。

（四）麻醉机的维护

1. 清理

将布用标准洗涤剂浸湿，清除麻醉机外表灰尘，然后用干布擦干麻醉机，不准用水和其他液体倒在麻醉机（包括呼吸机和监护仪）上，一旦进入内部，将损坏机器，甚至造成漏电的危险。

2. 清洗

对于接触病人的部件，如呼吸管，呼吸囊等，可拆下放在水中清洗，消毒浸泡，然后凉干待用。

拆开吸气和呼气活瓣装置，擦干水迹，然后复原。

流量传感器应将光电转换部分（马鞍夹）脱开后清洗消毒，并立即吹干。电器部分（马鞍夹）不可清洗。

3. 消毒

整机消毒应在室温下采用气体消毒，如环氧乙烷等，用消毒剂涂擦或喷洒，由于反应时间短，仅能减少机器表面上的细菌数量，不应采用。

二、常见故障和排除方法

麻醉机随精密度和先进性不同，其故障率差别很大，机器越先进，自动化程度越高，功能越完善，故障就越少；反之，机器性能越差其故障率越高。对一般机器来说，常见故障可归纳为 10 种类型，每种类型都有各自的特点和产生原因，排除方法也各不相同。

（一）常见故障与产生原因

1. 通气系统泄漏超过 0.2L/min

故障原因及排除方法：

①工作方式开关是否在全紧闭。

②C_2O 吸收罐未擦清，插入不严密。

③自动转换开关装配时未放 O 型密封圈。

④自动转换开关失灵或未拧紧。

⑤螺纹管损坏或接头松动。

⑥蒸发罐未装上或插入配合不严密。

⑦蒸发罐支架上的圆柱接头松动。

⑧蒸发罐加药口止紧螺钉未拧紧。

2. 工作方式开关转不动

故障原因及排除方法：

①因运输等原因碰撞引起内部咬死，轻轻用起子向外撬一下。

②时间过长，内部失油，可拆下加一些凡士林。

3. 工作方式开关松动严重漏气

故障原因及排除方法：

阀芯从里边弹出，依次拆下旋钮，屏帽重新装配，对称的卡子应同时按下推进阀体内。

4. 呼吸机无潮气量输出或潮气量不足

故障原因及排除方法：

①呼吸机气源工作压力未调到0.25~0.3MPa（重调）。

②减压器性能下降，空载时达0.25MPa，而呼吸机工作后，压力跌落至0.15MPa以下，可临时提高至0.3MPa以上或拆下通知制造厂更换。

③呼吸机内部高压气路阻塞（修理）。

5. 潮气量、通气量不显示或潮气量显示不正常时有小潮气量出现

故障原因及排除方法：

①流量传感器插头松动以至于无信号输入流量传感器失灵（更换）。

②胸腔手术时牵拉肺部而产生复呼气。

③传感器失灵（更换）。

6. 蒸发罐注药困难

故障原因及排除方法：

①未旋至0位，或旋至0位后立即加药（等2min）。

②加药口旋钮未松开。

③麻醉机不接触病人时可将浓度开关调至5VOL%时加药。

7. 蒸发罐无浓度输出

故障原因及排除方法：

①流量计未打开，无流量输出（调节氧流量）。

②无药液加（加药）。

③蒸发罐故障，表现为手轮（带浓度刻度的盖），旋转时阻力明显减小（取下蒸发罐，放在坚硬的台面上，然后用手向下轻轻拍一下手轮，使其复位，或通知制造厂修理。

8. 呼吸机、监护仪各种指标灯及数码管均不亮

故障原因及排除方法：

①电源未接通（检查电源）。

②保险丝烧坏，说明机器已出现故障，应排除故障后才能重新更换保险丝。

9. 管道工作压力不正确（准确值：$O_2=0.45MPa$，$N_2O=0.45MPa$）

故障原因及排除方法：

①减压器故障，表现为空载时输出压力正常，快速供氧时，压力低于 0.25MPa（需更换）。

②减压器输出压力不足或过高，调整方法：揭开标有“O_2”或“N_2O”字样的标牌，用螺丝马刀调节输出压力（打开气瓶开关，接在麻醉机上，流量开至 1L/min 时进行调

10. 流量控制阀工作压力不正确，（准确值：$O_2=0.2MPa$，$N_2O=0.25MPa$）

故障原因及排除方法：

①打开麻醉机后盖板，用手调节标有“O_2”或“N_2O”标志的减压阀，调节时，流量计调到 1L/min，并将减压阀保险圈“红色”拉出，不可用工具。

②减压器输出性能下降（更换）。

（二）维修

麻醉机有 10 种类型的常见故障。但故障的易发部位都只有 3～4 处，如麻醉药物蒸发罐、氧麻醉药物混合器、联接管道与阀门等。

麻醉机故障的判断方法多采用功能判断法和局部隔离法。即根据故障现象，查找功能特性元件，找到元件后再检验元件的功能情况。依据检验的结果，便可判断出故障的大概部位，便可进一步查到故障所在位置，进行针对性地维修。如：麻醉机工作中出现氧气流量报警。便可根据功能判断法道德检查氧气源，再依次检查氧气入口、氧气控制阀氧气麻醉药物蒸气混合、联接管道等便可查到故障原因。功能判断法直接快速、针对性强，能较快的找到故障。

如果不用功能判断法，可采用局部隔离法进行查找。根据氧气到病人舆过程的具体情况将舆过程分成若干个局部，从病人起依次向前检查，看有无氧气输出，直至氧气源终会查到故障部位。

麻醉机的维修方法主要采用更换零部件，清洗疏通管路，调整阀门、管路的气密性情况、阀门开启程度。麻醉机因构造以通气管路为主，所以故障多集中在管路。控制电路故障根据机器品位确定维修方法，高档麻醉机配有自检功能，维修工作可在自检程序引导下进行维修工作。中低档麻醉机可根据控制电路原理图分析查找故障部位。

第五章　血液透析机

血液透析机近年来发展十分迅速，应用愈来愈多。血液透析机在肾病治疗及严重创伤抢救中占有非常重要的地位。

第一节　血液透析概述

一、血液透析发展史及应用范围

血液透析是治疗肾功能衰竭的有效方法，应用血液透析机挽救了成千上万人的生命。在肾病的保守疗法、透析疗法、肾移植三种可选的治疗方案中，透析疗法是当前治疗肾病的最有效的方法。

血液透析迄今已有 80 年的历史，血液净化疗法是在血液透析基础上发展而来。根据我国《血液透析名词术语》中解释，把患者血液引出体外并通过一种净化装置，除去其中某些致病物质，净化血液，达到治疗疾病的目的，这个过程即为血液净化。血液净化全面概括了现有的各种血液净化技术。根据这个定义，血液净化应该包括：血液透析、血液滤过、血液透析滤过、血液灌流、血浆置换和免疫吸附等。漫长的血液透析发展史，主要是透析膜和透析器的演变史。

本世纪 30 年代以前是透析技术动物实验研究探索阶段，30 年代后期开始了临床应用，荷兰学者 Kolff 研制成第一台转鼓式人工肾。1945 年 Kolff 治疗 1 例急性胆囊炎伴急性肾功能衰竭，病人昏迷，经透析 11.5h 后，神志改善，1 周后开始利尿，患者康复出院。这是历史上第一例由人工肾成功救活的急性肾功能衰竭患者。

在第二次世界大战期间，加拿大的 Murray 和 Deimore 及 Jhomas 研制成功第一台蟠管（coil）型人工肾，并在 1946 年用于临床治疗肾功能衰竭患者。以后瑞典 A1wall1947 年制成固定式蟠管型透析器；1953 年 Engelberg 制成改良型蟠管透析器：1955 年 Kolff 进一步制成双蟠管型人工肾，采用两条平行的赛璐玢管，透析面积为 1.8m，尿素清除率 140ml/min，并有明显的超滤作用。这种人工肾用于临床治疗急性肾功能衰竭和药物中毒，并由美国 Travenol 公司批量生产。

1947 年 MacNeill 和 1948 年 Skeggs 先后报告了平流型透析器。在两块橡皮垫之间放两张玻璃纸，血液在玻璃纸之间流过，而透析液在玻璃纸与橡皮垫之间与血液逆向流动（橡皮垫有沟纹）。1960 年挪威 Kill 在平流型透析器基础上制成平板型透析器，即所谓 Kiil 型平板透析器，是在三块聚丙烯平板之间放 4 层塞璐玢膜。这种人工肾阻力小，不需要血泵，膜一次性使用，消毒方便，份格低廉，从而促进了人工肾的发展与普及，一直沿用至 70 年代。20 年之后，瑞典学者将 Kiil 型透析器改良为小型多层平板型透析器，又称为积层型透析器。

1967 年 Lipps 把醋酸纤维拉成直径 2001μm 的空心纤维，把 8000 ~ 10000 根纤维装在一个硬壳内，这就是空心纤维透析器（Hollow Fiber）。它有体积小、透析率高、除水能力强等优点，一时风靡世界，现有 200 多种类型。

1960 年美国 Ouinton、Dlllard 和 Sinbner 等提出了动静脉分流，用两根聚四氟乙烯（teflon）管分别插入桡动脉和头静脉，非透析时两个管子连接，透析时分开，分别连接体外循环的动、静脉管道。这是血液透析史上的突破性进展，标志着慢性透析成为现实。他们于 1960 年 3 月接受第一位慢性透析患者，并使用动静脉分流做维持性透析，创造了依靠人工肾存活 11 ~ 18 年的记录。但是外分流有出血、凝血和感染的缺点。

1964 年，醋酸盐替代碳酸氢盐，有效地防上下了透析液的沉淀。同年发明了浓缩透析液的配比稀释系统，以后又出现了血液透析液的监视系统，使人工肾日臻完善。

与此同时，有些学者研制了小型化人工肾，其优点是体积小、重量轻，便于携带，可供出差、旅游时使用。1975 年日本江良等利用 TM – 10l 和 REDY 透析液吸附再循环装置，制成 40cm × 35cm × 15cm、重 9.2kg 的携带型人工肾。同年 Kolff 研制了穿着型人工肾，透析器和活性碳穿在身上，20L 的透析液箱放在身旁，工作时连在一起透析，不透析时可以断开。1978 年日本阿岸铁三制成一种茄克式人工肾，透析液、血泵、吸附剂和透析器均放在茄克衫内，穿在身上，总重量 4.5kg，可以连续工作。但小型人工肾发展受到抗凝剂、能源和代谢物排泄或再生向题的限制。不过，相信将来总有一天会有一种小型、高效、能植入体内的人工肾问世。

目前人工肾的完整概念除含透析器外，还应包括透析液自动配比系统、血液和透析液监视系统。由于电子技术的发展，以上系统均可用电脑控制，从而达到简便、安全、可靠和准确的程度。

我国人工肾的发展起步晚，从 50 年代开始研制透析机，天津、北京、上海生产的机器在 60 年代用于临床，为我国早期血液透析的开展作出过贡献。上海医疗器械研究所研制出 ST21 和 ST22、ST22 具有单纯超滤性能，故可以做序贯透析，这是我国自行研制透析机的一大进展。浙江在 Ⅱ、Ⅲ 型透析机基础上，最近研制出浙江 Ⅳ 型（N 型人工肾），具有单纯超滤、序贯透析特点，可做醋酸盐和碳酸氦盐透析，有自动水压定容配比系统，还附带一些监视系统，以及可发出视听信号的安全报警

装置。广州医疗器械研究所 1987 年研制出我国第一台 LX1 血液滤过机，同年用于临床，推动了我国血液滤过的进展。

1958 年天津首先研制一种管状透析器，70 年代开始生产平板型透析器，70 年代末和 80 年代初空心纤维透析器进入国内，首先在上海开始试制少量粘胶空心纤维透析器。1985 年从日本利联邦德国引进生产技术，使我国透析器和膜材料生产得到迅速发展。膜材料包括醋酸纤维、铜氨纤维等。现在我国有四个生产透析器的厂家。上海医诊厂，年生产量 6 万只，并外销 2 万只。宁波医疗用品厂、亚太企业公司宁波医疗器械厂和江苏张家港第二医疗器械厂均年产近万只。特别是 90 年代以来，国内已生产出多种膜材料的系列产品，如血仿膜、聚砜膜，可供成人和儿童使用，而且还生产出血液滤过器和血浆分离器，标志着我国透析器生产达到一个新的水平。

透析设备的不断发展和完善，促进了血液净化方法的发展。除做血液透析外，还可以做血液滤过、血液透析滤过、血液灌流、血浆置换、CAVH、CAVHD 等。血液净化的发展也造就和培养了一批专业队伍，我国现在从事这项工作的医护人员分别属于泌尿外科、内科或自成一体的血液透析或净化中心。有些透析单位还进行了血液净化基础理论和透析引起的机体代谢异常的实验研究，这些工作必将推动我国血液净化事业的快速发展。

血液透析机是一种临床治疗仪器，仪器本身的可靠性和安全性应是第一位的，在此基础上，透析机会在多功能、操作方便、卫生整沾、方便等儿方面有很大的提高。

二、透析基本概念

1. 扩散

在溶液某一区域中某种溶质的浓度特别高，这种溶质就会分散到浓度低的区域，均匀的分布在一个限定区域，这种现象称为扩散。

扩散用以形容一个物理过程。这个过程中，溶液中的溶质由溶质浓度高区域移动至溶质浓度低区域，以达到平衡。在浓度梯度推动下，扩散过程不断进行，直至达到平衡，也就是说达到所有区域的溶质浓度一样。溶质愈大，移动愈慢，达到平衡需要时间愈长。

假设以一块薄膜分隔两种不同液体，而这块薄膜只允许小分子通过，不允许人分子通过，这块选择性允许物质通过的薄膜就称为半透膜。

小分子在区域之间自由流动，完全不受薄膜限制，小分子的扩散过程就象没有薄膜一样，推动力也是浓度梯度。中分子的移动速度被薄膜减低，人分子则完全不能通过薄膜。

溶质不断移动。直至浓度梯度消失为止。假如不断地把新鲜液体注入低浓度区

域，扩散过程就无限期的进行。这个溶质流过半透膜的过程展示了透析这个词语的原义。

2. 渗透

以半透膜分隔两种溶液，这两种溶液非常不同，其中一种溶液的溶质太大，不能通过薄膜，另一种则只包括净水。由于大溶质不能通过薄膜，所以水必须移动，才可以平衡溶液。

渗透是一个物理过程，水从水分子浓度高的区域（容质浓度低）通过半透膜流进水分子浓度低的区域（溶质浓度高）。

渗透性高表示水分子浓度低。渗透性梯度令水流动，渗透压就是防止这种情况出现所需的流体静压。渗透性差别愈大，渗透压愈高。

高渗溶液比生物细胞包含更多溶质。处于高渗溶液中的细胞由于流失水分，所以会皱缩。低渗溶液的溶质分子浓度比细胞的溶质分子浓度低。因此，把细胞置于这种溶液中，细胞就会膨胀甚至爆破。如果半透膜两边溶液的溶质分子浓度相同，这两种溶液就称为等渗溶液。

反渗透（RO）把渗透过程逆转，是净化水质的方法。挣化过程中，一块孔径很小的薄膜把未经净化的水及已经净化的水分隔。在未净化的水（水分子浓度低）那边加压，压力比渗透压还高。因此，压力迫使水从水分子浓度低的区域流至水分子浓度高的区域，产生非常纯净的水。

3. 超滤

超滤是压力梯度使液体通过薄膜的物理过程。超滤作用中，液体流过半透膜，而推动力就是薄膜两边的压力梯度。压力梯度可以由三种方法形成。

流体静压可以是正压或负压，以活塞或水泵等方法形成。液体给推过薄膜时，就会形成负流体静压。在血液透析过程中，正压血层与负压透析液层形成薄膜之间压力梯度，这个压力梯度成为跨膜压（TMP），作用是清除多余水分。

第三个形成流体静压的方法是制造渗透压。把一种高分子量的溶质（不能通过薄膜的溶质）加进薄膜具有吸力的一边，水就自然从水分子浓度高的区域向水分子浓度低的区域移动。此原理应用于腹膜透析。葡萄糖是形成渗透压的溶质，它能达到清除水分的目的。

4. 对流

把一块方糖放进咖啡中，方糖就会在杯底溶解。为了尽快平衡杯中的糖浓度，用茶匙搅拌咖啡，令咖啡以紊流方式转动，这样，糖分子并不是以扩散方法移动，而是由溶剂（水）带动。

溶液带动物质通过半透膜时也出现同样现象。溶剂流动（溶剂拉力）带动溶质穿过薄膜，这个过程称为对流。

溶质的传送程度跟溶剂的置换程度成正比，而溶剂的置换程度又受压力梯度影响。薄膜上具有小孔，其大小直接影响不同分子量的溶质穿过薄膜的程度。由于小

溶质不会遭薄膜阻碍前进，所以穿过薄膜的速度以及溶液中的溶质浓度就象没有薄膜阻隔一样。可是，对于人溶质来说，薄膜就好象过滤器，一些大溶质甚至完全不能穿过薄膜。

第二节　透析基本原理

一、透析机理

1. **治疗原理**

透析的目的是为了取代肾脏的排泄功能。通过人工方法，把多余的液体和无用的溶质排出体外，如图 5－1 所示。

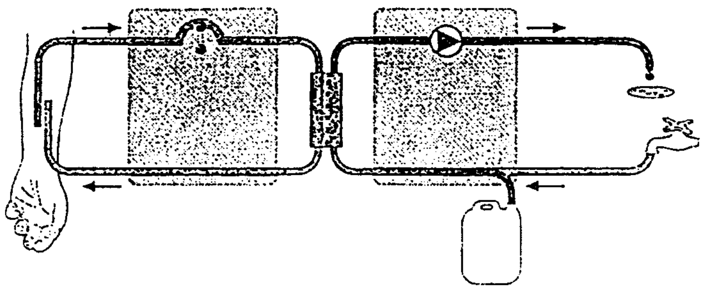


图 5－1　透析疗法

在血透过程中，病人的血液通过透析器（人工肾）在体外循环。透析器有两个由一块薄膜分隔开的内室，其中一个注入血液，另一个注入透析液。薄膜是半透性的，只可让水分和特定大小的溶质通过。体外环境是受血液净化机监控，而血液透析机亦同时配制透析液。

当治疗开始时，病人的血液含有多余的液体和废物，为了清除多余液体，便需利用透析器中薄膜两边之间的压力梯度。这压力梯度，促使水分通过超滤过程离开血液，穿过薄膜，进入透析液。整个治疗过程被超滤出来的液体容量与多余的液体量相符。

由于透析液是没有废物的，因此能在薄膜两边之间制造出一浓度梯度。这个浓度梯度使废物随着扩散离开血液，穿过薄膜而进入透析液。

治疗的结果是血容量得到调整，而血液中的废物也得到清除。脱水（超滤）及溶质清除（扩散）这两个过程通常是同时进行的。

2. **脱水**

为了把血液中多余的液体以超滤原理清除出来，就需要利用薄膜两边之间的压力梯度。在透析器的血液区域内，可通过血泵来制造一个正压，而在透析液区域内，通常利用血液净化机的吸力泵来制造一个负压。

在薄膜两边所产生的流体静压梯度称为跨膜压（TMP），通常以帕斯卡（Pa）为度量单位。跨膜压并非是一种压力，而是一个压力差值。跨膜压是血液区域压力（P_B）与透析液区域压力（P_D）之间的差值。即：$TMP = P_B - P_D$。

在大多数情况下，透析液区域内的压力（P_D）都是负压，因此，跨膜压可以为 P_B 与 P_D 之和，并附以正号表示出来。

这个压力梯度是薄膜两边进行液体置换的推动力，此过程称为超滤。液体由高压力区域流至低压力区域，即是由血液流至透析液。超滤率，即单位时间内所清除出来的液体容量。它由两种因素决定：薄膜两边的压力梯度（跨膜压）及薄膜对水分的通透能力。

当估计总压力梯度时，有时需要考虑到渗透压。血浆蛋白制造一个 2700 ~ 4000Pa 的细小渗透压，用来维持血容量，这就是所谓的胶体渗透压。为了达到超滤的目的，必须利用一个较高的流体静压梯度来超愈胶体渗透压。倘若两个内室的流体静压相等，胶体渗透压便会令透析液中的水分流入血液内。由于血液净化机不能度量或控制渗透压，因此普通的血透一般都不考虑渗透压。

每一种薄膜类型都有其通透特征，透析薄膜对水的通透能力愈强，在特定跨膜压下所达到的超滤率便愈高。普通的血透薄膜称为低流量薄膜。而对水分有高度通透能力的薄膜则称为高流量薄膜。血透的液体清除率是由薄膜两边之间的总压力梯度（一般以跨膜压表示）和透析器的水分通透特性等因素控制。

3. 清除溶质

就血透而言，溶质是随着扩散原理从血液中清除出来的。透过薄膜进行溶质扩散置换，其推动力是血液和透析液之间的浓度梯度。血流速把废物带进透析器内，而透析液流速则把废物带走，溶质不断进入和离开透析器，血液和透析液之间因而能保持一个大的浓度梯度，浓度梯度愈大，血液中的废物就清除得愈快。

血液和透析液通常以相反方向流动（逆流），要使整个透析器保持持续的浓度梯度，这种流向是最有效的。

小型溶质的分子量低于 300。象废物尿素（分子量等于 60）及肌酸酐（分子量等于 113），它们可轻易通过透析薄膜，由于薄膜对这些小型溶质的阻力很小，因此增加流速便能直接增强溶质通过薄膜的能力。血流速愈高，带到薄膜表面的溶质就愈多；透析液流速愈高，带走溶质的速度则愈快。

因此，小型溶质的清除，主要取决于流量的高低。溶质愈小，流速所带来的影响就愈大。

较大溶质不能轻易通过薄膜，既然大型溶质在置换时所遇到的主要阻力是来自

薄膜，即使增加流速，也不会有太大帮助。

因此，较大溶质的消除，主要取决于薄膜的特性，溶质愈大，薄膜所产生的影响则愈大。一般来说，薄膜愈薄，所造成的阻力就愈小。

总而言之，在一般血透中，以扩散原理所达到的溶质清除率是由血流速、透析液流速，血液与透析液之间的浓度梯度，透析器特性，如薄膜型类、厚度及表面积等因素控制。

4. 溶质置换

溶质随着扩散原理通过透析器内的薄膜，其推动力是血液与透析液之间的浓度差值。溶质总是从高浓度区域移动至低浓度区域。通过调节透析液成分，我们可以决定扩散置换的方向，究竟是从血液中清除某种溶质，还是把某种溶质添加入血液中。

（1）清除废物

新陈代谢所产生的废物，如尿素及肌酸酐，会累积在尿毒症病人体内，必须有效地把这些废物清除。为了达到最大效果的清除废物，透析液当然完全不能含有废物。

（2）使电解质水平正常化

对生物来说，电解质，如钠（Na^+）和钾（K^+），是极其重要的物质，但电解质的浓度也必须保持在一个很小的浓度差内。肾功能衰竭时，由于电解质的平衡受到破坏，电解质因而积聚在体内，所以必须将其浓度调配至正常水平。因此透析液所含的电解质浓度必须跟正常血液的浓度相等（或稍低）。只要血液中的浓度较高，电解质便会移动至透析液中。当电解质水平达到正常水平后，置换过程便可终止，因为这时薄膜两边的浓度均相等。

（3）补充缓冲剂

患尿毒症的病人，由于他们不能把蛋白代谢后所产生的酸类排泄出体外，因此他们血液中的缓冲剂浓度（碳酸氢盐）一般都过低。为恢复酸碱平衡，必须在血液中补充缓冲剂。为了把足够的缓冲剂输进血液中，透析液中的缓冲剂浓度必须大大高出于正常血液的浓度。

在尿毒性血液中仍处于正常水平，以及需要被保留的所有溶质，都必须按正常水平适当地包含在透析液中。倘若透析液中未包含某些养分，如葡萄糖，养分便会在治疗期间流失，养分的流失必须通过大量进食来予以补充。

透析液所起的作用便是纠正尿毒性血液的化学成分。为达到这个要求，透析液成分必须跟实际的正常血浆水分（即无蛋白血浆）的成分相近。

5. 以对流原理清除溶质

在血透过程中，虽然扩散是溶质置换的主要原理，但并非唯一一种原理。溶质也可随着超滤出来的液体进行置换，这种现象称为对流。可通过薄膜的所有溶质都是随着流动的液体移动。因此，对流置换量是决定于超滤出来的容量和薄膜对溶质

的通透能力。

就标准的血透而言，通过对流置换所消除的溶质量一般很小，因为超滤有限，而所用的薄膜对大型溶质的渗透能力也不高，相对于以扩散原理所消除的溶质数目，超滤出来的液体所含有的小型溶质是很小量的。然而，当浓度梯度欠缺时，对流原理就变得更重要了。例如，透析液的钠浓度与血浆的钠浓度一样时，便需通过对流来把钠清除。

对大型溶质（分子量等于 500 ~ 40000）来说，大多数透析薄膜都成为其障碍，不易让它们通过。因此，庄超滤出来的液体中，大型溶质的浓度大大低于在血浆中的浓度，甚至等于“零”。

在血透治疗中改用通透能力较高的薄膜，所谓高流量透析，可以通过两种机制来增加对流置换。第一，由于所用的薄膜更易于水分通过，因此超滤量通常增加。第二，这种薄膜通常允许大型溶质通过。

为控制脱水量，使用通透能力高的薄膜时，必须有一个准确的容量控制系统，在此情况下，反超现象便会出现，并带来更高的溶质对流清除率。

当超滤增加，超过了所需的脱水量时，就需通过静脉注射液来补充失去的容量。于是血透治疗转为另一种疗法，称为血透滤过（HDF）。采用血透滤过消除溶质时，扩散及对流原理同样扮演重要的角色。

血滤（HF）是一种更进一步增加超滤量的肾病疗法。这种疗法无需使用透析液，只通过对流置换来把溶质消除。

在血透治疗期间，以对流原理所达到的溶质清除率是由下列因素控制：即超滤率和薄膜的筛选特性以及对流。

二、透 析 液

由于透析液成分主要用来调节电解的平衡，所以必须注意选择液体成分，以满足病人的需要。透析液中有钠，钾、钙、镁、氯化物等电解质。代谢期间，人体内产生的酸类是由多个缓冲系统处理，其中以碳酸氢盐（HCO_3^-）最为重要，为了保持人体的缓冲能力，就需重新制造碳酸氢盐，这个过程在肾脏内进行。

对肾功能衰竭的病人来说，一定要从透析液当中补充他们的缓冲剂。缓冲剂的浓度必须调节，至少在治疗结束时，能令正常血浆的碳酸氢盐浓度达到 24 ~ 27mmol/L。

碳酸氢盐是血液中的生理缓冲剂。透析液也同样使用碳酸氢盐，都因在临床实验上，已证明了碳酸氢盐比其他物质优胜。透析发展初期，碳酸氢盐是首选的缓冲剂，但基于某些实际问题，大规模配制液体时会出现困难。一方面，出现了沉淀的问题，因为在浓缩液中碳酸氢盐跟钙结合，产生不能溶解的碳酸钙盐。另外，保持无菌状态方面又出现问题，因为碳酸氢盐是一个十分适合细菌滋生的媒介。

有鉴于此，多年来，在大多数血透中心里，碳酸氢盐的位置已被醋酸取代。醋酸本身不能起生理缓冲剂的作用，但当醋酸在体内进行代谢时，却产生碳酸氢盐。因此身体的醋酸代谢能力高，对病人来说，是非常有利的。否则，醋酸会积聚在人体内，并导致低血压及恶心。

醋酸的实际好处是它可以跟其他电解质一起包含在透析浓缩液当中，但却不会出现沉淀的问题或微生物滋长的危险。再者，进行醋酸透析的成本较低。因此，在某些地区及血透中心，至今仍采用醋酸。

80 年代，即自动化又卫生的仪器解决了使用碳酸氢盐的实际问题。为避免沉淀，必须采用两种透析浓缩液，一种含有碳酸氢盐，另一种含有剩余的成分，在稀释前，两种浓缩液需要分开来储存，这样才能避免碳酸钙产生。

碳酸氢盐透析对于治疗那些代谢醋酸能力差的病人尤为重要。例如，急性透析期间、小儿病人和患有糖尿病或心血管病的病人。透析液的碳酸氢盐浓度一般是35mmol/L 左右。

由于碱基的种类不同，可将透析液分为 3 种，即醋酸盐透析液、碳酸氢盐透析液及乳酸盐透析液。除碱基外其他的化学成分基本相同，目前乳酸盐透析液已很少使用，随着透析技术的发展，碳酸氢盐透析液现已逐渐取代醋酸盐透析液。

三、透 析 膜

1. 透析膜材料特性

19 世纪苏格兰化学家 Thomas 和 Graham 用涂上鸡蛋清的羊皮纸作为半透膜，装入晶体和胶体溶液并放在水中，结果晶体物质透过羊皮纸弥散到水中。Graharil 把这种现象称为透析，这种经处理的羊皮纸是科学史上最初的透析膜。1923 年德国学者 Georg Heas 用火棉胶（Celloidin）作为透析膜，制成透析器。本世纪 30 年代把纤维素（Cellulose）溶于氢氧化钠二硫化碳溶液中，在酸浴中形成膜，这种再生纤维索膜称为赛璐玢（Cellophane），迄今再生纤维素仍是制造透析膜的基本材料。近年来不断研制山新的膜材料，理想的透析膜材料应有如下特点。

（1）弥散对流特性

弥散对流特性包括对小分子物质有高度弥散性，特别是对磷酸盐，还可以选择性渗透中分子物质及 β_2-微球蛋白等分子量较大的特殊毒性物质。

（2）液相容性

理想的膜材料具有优异的血液相容性，不激活补体和促进凝血；与有核血细胞及其释放的单核因子（monokine）和酶不发生反应；对血细胞没有损害作用。

（3）粘附特性

在常规透析中，膜与不同分子量的蛋白质和药物结合应视为一个缺点。粘附会干扰血浆成分和减少血中药物浓度，因此需要调节药物剂量。膜结合蛋白影响膜的

弥散能力，从而降低膜的性能，此点对研制新的高流量透析膜非常重要。然而有时膜对蛋白的选择粘附是临床所需要的，如 β_2 – 微球蛋白可以导致局部淀粉样变和腕管综合征，若膜能粘附这种异常蛋白，则可以弥补透析对 β_2 – 微球蛋白的清除不足。

（4）物理性质

保持在使用操作中膜物理性能稳定，即不易破裂，没有颗粒释放，在不同压力梯度下物质转运稳定等。此外，膜还应有一定的顺应性。

2. 常用膜材料的特点

膜材料主要来自两大类：天然高分子（以纤维素为主）和合成高分子。通过改善膜的化学结构或合成新的聚合物，可以研制出理想的膜材料。

常用透析膜材料有：

（1）纤维素

①再生纤维素，又称为赛璐玢。

②铜仿或铜氨。

③醋酸纤维素（包括醋酸一取丸二取代、三取代等）。

④皂化纤维素脂。

（2）合成聚合物

①线性缩聚产物：聚砜和磺化聚砜、聚酞胺、聚醚砜、聚碳酸酯。

②线性加成聚合产物：乙烯乙烯醇共聚物、聚甲基丙烯酸甲醋、聚丙烯腈、丙烯腈-甲代丙烯共聚物磺酸钠、聚电解质。

膜的化学结构多样性反映了不同的理化特点，如同溶质相互作用的特点。与临床有关的两种理化特性是膜的亲水性和膜所带的电荷，这两种特性会影响膜表面对溶质的粘附，因此影响膜的转运特性。

亲水性可以衡量膜的吸湿性，取决于膜材料化学基团与水的相互作用，如羧基、氨基或羟基可通过氢键与水结合。纤维素和以纤维素为基础的膜、乙烯乙烯醇共聚物有很高的亲水性，而聚丙烯腈、聚醚胺和聚甲基丙烯酸甲酯则亲水性很低。一般而言，膜的亲水性愈低，粘附蛋白量愈多。此外，亲水性不同，膜对湿度反应也各异，例如，当遇湿时，铜仿膜厚度加倍，而醋酸纤维膜厚度只是轻度增加，合成膜一般无变化。

膜表面的电荷绝对值取决于各种基团电离平衡，但也受到粘附蛋白电荷的影响。膜的基础电荷和由于粘附蛋白而变化的电荷对小分子溶质影响不大，但可以影响大分子物质的筛选系数。

膜两侧有匀称和相似的结构，因而有均匀的膜表面。但也可以不对称，一侧是均匀的表面，通常与血液相接触，另一侧是多孔的膜，具有支撑作用。不同的制膜工艺可以产生两种不同的结构。对称膜是通过快速凝固产生的，而非对称膜是由缓慢凝固产生的。非对称膜，它的均匀面决定该膜的渗透性并具有很高的弥散特性，

因此通常用于血液滤过，如临床应用的聚醚胺和聚砜膜为非对称膜。膜的对称与否不取决于膜的化学性质，而取决于制膜过程中的凝固速度，因而两种膜可来自同一种化学结构的材料，如聚丙烯膜可以制成对称膜，亦可以制成非对称膜。

膜的弥散对流率和渗透性取决于弥散系数与膜厚度比值。弥散系数决定于膜的多孔结构，以及溶质与聚合物的相互作用，是由制膜工艺确定的，与膜厚度无关。在相同弥散系数时，若减少膜厚度，则产生较高的渗透性，特别是铜仿膜，减少膜厚度可以获得更大的弥散能力和渗透性，从而可减少膜表面积。如预定尿素清除率150ml/min，若膜厚度从16μm减至5μm，则膜面积可以从$1.6m^2$减到$0.5m^2$。膜面积小可有效地减少预充血液量以及由生物相容性所带来的麻烦。

血液净化可以治疗多种疾病，新的应用需要新的技术才能保证成功地完成各种治疗。膜的未来发展方向应对人体既有益又安全。有的设想膜结合肝素或其他抗凝物质，以避免对出血的患者施行体内肝素化。特殊催化功能的膜，如膜有粘附特殊化合物的部位，可以用于清除特殊物质的治疗。

另外，使膜与其他装置结合，如吸附柱或通过特殊生化反应作用，也可以清除特殊物质。多个系列膜同时使用也是值得探讨的。总之，展望血液净化治疗的前景是令人鼓舞的。

四、透析器简介

所有透析器的基本结构都是由血液间隙，透析膜及透析液间隙组成。其基本原理是建立平行接触的流体通路，保证血液及透析液之间接触面积最大。常见透析器类型有平板型、盘管型、中空纤维型。

1. 平板型透析器

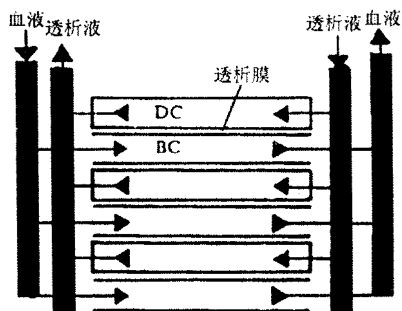


图 5－2　平板型透析器构造

平板型透析器的基本结构如图5－2所示。由透析膜和支撑板相隔而重叠组成。挪威学者（Kiil）改良了 Skeggs－Leonards 型人工肾，Scribner 等又加以发展。其透析

膜为长方形，有 2～20 层之多，其表面积较大，残血量低，血流阻力小，顺应性小。Kiil 型人工肾是基础，此型结构特点是血液和透析液逐层分开，血液流入两膜之间，透析液流入膜与分隔板之间，但与血流方向相反。透析膜的形状有信封型、手风琴型，以后又发展为体积小、层数从标准 Kiil 型的两层增加到 30～40 层的积层型。

近来，平板型透析器已很少应用。主要原因是：操作复杂，每周都要组装一次，每次透析应用之前都要彻底消毒。福尔马林具有刺激性气味，并能引起皮肤、呼吸道的过敏反应。消毒后，福尔马林很难清洗干净，透析病人会产生抗－N－抗体。（N：红细胞表面 N 抗原）从而引起明显的合并症，如溶血性过敏性休克。

优点：

①膜内部血流阻力小。

②破膜率比盘管型低。

③溶液清除率和超滤能力比盘管型高。

④透析器内残留血量少。

缺点：与空心纤维透析器比较，压力耐受性差，预充量多，破膜率高，清除率和超滤率低。

2. 盘管型透析器

盘管型透析器是最早应用的透析器。其基本构造为管状的透析膜夹在两层平行的网状隔板之间，外表为固定的容器。盘管型透析器血流阻力较高，透析效率低，透析时间长，超滤不易控制，预充量多，残余血量多，易破膜，近来在临床上很少应用。

象口袋状的透析膜与合成树脂网一起卷成圆筒桶状，血液从口袋一端进入，从另一端流出。将此透析器浸泡于 5L 容量的槽中，透析液以 500ml/min 速度从槽底喷出，不断从槽上部溢出，同时排出多余的液体。

优点：

①价格低廉。

②血液阻力小。

缺点：

①预充量多，体外循环血量多。

②容易破膜、漏血。

③只能用正压型透析机，需用血泵。

④残余血量多。

⑤与空心纤维型透析器相比，清除率低。

3. 中空纤维透析器

中空纤维透析器又称为毛细管透析器（Capillary Dialyzers），血液由圆柱形外壳的入口进入多组（8000～10000）透析膜形成的中空纤维管内。而透析液在管的周围逆方向平行流动，血液在圆柱形外壳的另一端集中，经血液环路返回患者体内，如

图 5－3 所示。中空纤维透析器的优点是血液环路预充容量和顺应性低，残血量少，耐压力强，清除率及超滤率高并可以重复使用。其血液间隙和膜表面积的比例降低，如充满 $1m^2$ 的透析膜，中空纤维透析器所需血液约 65～86ml，而平板透析器需 70～100ml。

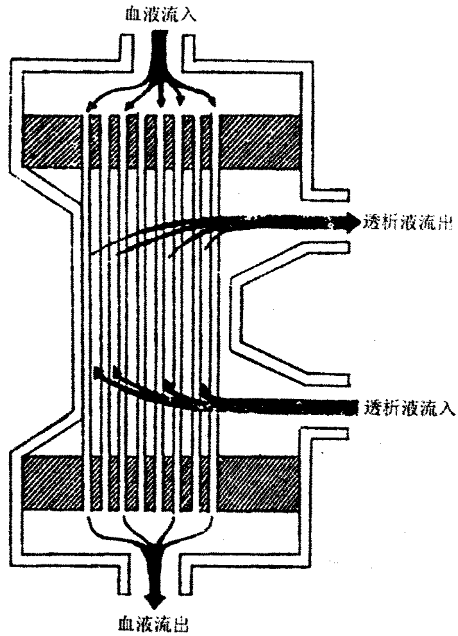


图 5－3　中空纤维透析器结构示意图

中空纤维透析器结构的缺点是由于血凝块而造成残血量增大，消毒残留的氧化乙烯也很难冲洗干净，允分清除残留的氧化乙烯工作也往往给操作人员带来一定的困难。

优点：

①容积小，体外循环量小。

②耐压力强，破损率低。

③清除率和超滤率高。

④残余血量少。

⑤重复使用方便，重复使用次数多。

缺点：

①纤维内容易凝血。

②空气进入纤维内不易排山，故影响透析效率。

4．高流量透析器

随着准确容量控制的超滤型人工肾的出现和透析膜的发展，近年来国外出现了

高流量透析器，明显提高了透析效率和减少了治疗时间。在高流量透析中 HFD 是关键部分。HFD 具备高渗透性和高超滤能力，通常超滤率是标准透析器的 2～3 倍或更多，对维生素 B_{12}，（分子量 1355）的消除率相当于标准透析尿素（分子量 60）的清除率。有空心纤维荆和积层型两种，需要配合用容量控制准确的肾机。如加以改进，还可以做透析滤过，特别适合于尿毒症并发急性肺水肿、高度浮肿等症。HFD 采用高分子合成膜，生物相容性明显改善，与去铁胺（铁、铝熬合剂）配合使用可以治疗铁、铝蓄积引起的骨病，已引起学者们的注意。但高流量透析仍不能满意地解决高磷血症。经验证明，患者可以较好地耐受高流量透析并减少透析时间。

5. 透析器的特殊作用

透析器在临床上除了用于透析治疗外，尚有其他用途，虽然不广泛，至少临床医生应该知晓。随着治疗范围的扩大，这些方面的工作将会逐渐开展。主要应用于以下几个方面。

①因为透析液可以调节温度至 35～42℃之间，所以临床上适用于有些急需升温或降温的患者。

②严重肺水肿，无论非容量负荷性或容量负荷性，均可以单纯超滤，UFR 至少大于 4ml/（0.133kPa·min）［4m1/（mmHg·min)]，或用 HFD，但需防止低血容量性休克。

③由肝硬化、肝肾综合征等引起的大量腹水，可引出体外经过透析器浓缩后再回输入腹腔或静脉，通常安全，无需体内肝素化，患者容易接受。

第三节　透析系统

尽管现代的血液透析机已有很大改进，并日趋完善。但结构均较复杂，而其主要功能结构不外乎是透析液供给系统，超滤控制系统，血液环路及监测报警系统，一些透析机还有清洗消毒系统。现代透析机还配备了微型电脑处理系统，使得整个操作及监测控制更为完善。

一、透析液供给系统

在透析液环路（透析液的流动管路）中，旁路阀门（Bypass Valve）之前的部分主要参与透析用水的加温、除气及透析液的配制，称为透析液供给系统。

透析液的准备装置可将透析用水加热至 34～39℃，除去其中溶解的气体，输入透析液配制系统，包括热交换器、加热器及除气装置。

透析液都是以浓缩透析液或粉末的形式由厂家供给，使用前通过比例配制系统

稀释成所需的透析液。应按浓缩透析液或粉末所要求的比例进行稀释，一般为 1 份浓缩液与 34 份水混合，制成 1∶35 的透析液。目前常用的为电路反馈比例稀释系统制备的透析液，其原理如图 5－4 所示。

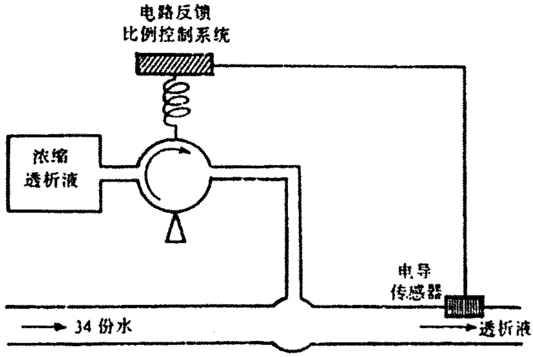


图 5－4　电路反馈比例稀释系统原理

浓缩液由泵推动均匀不断地与稀释水混合，电导计持续监侧稀释完毕的透析液的电解质浓度，经电路反馈调整泵的转速，控制稀释比例。电导率增加，泵转速减慢：电导率下降，泵转速加快，从而保证浓缩透析液按比例混合。在很多机器中，水和浓缩透析液分别有各自的泵，水泵的转速常常是恒定的，固定于 500ml/min，仅通过电路反馈机制调控浓缩液泵的运转。

临床透析液的混合配制装置分为两类，一类为多机共用装置，称为中央透析液输送系统。在本系统中，所有透析机使用的透析液都由统一的机器配制。早期的中央输送系统是将制备或稀释完毕的透析液贮存于贮槽中，由束状的输送管路供给各个透析机使用。由于缺少监测装置，所占空间较大，冲洗安装复杂，己很少使用。但是经改进的多人用透析液中央自动供给装置克服了这一缺点，现已用于临床。

另一类为单机透析液输送系统，本系统中每个透析机分别配制各自的透析液。其优点是：对具体的病人，可调整透析液的组成。

旁路阀门的作用是，将温度或电导性不符合标准的透析液排出和输入透析器的透析液回路。现代的血液透析机中，旁路阀门直接与监测系统相连接。

二、超滤控制系统

旁路阀门之后的透析液输送管路，主要参与超滤的控制。其超滤的控制仅用微探测器控制，能够连续地测定及调控超滤率。本系统超滤率的控制是容量调控，而不是通过调整跨膜压来实现。超滤控制的部分是一个闭合的系统。通过微探测器控制的泵在透析液输入的流量（QPI）中将需超滤的液体（QUF）移出。经膜的超滤率（QF）通过透析液输入与输出泵协调作用，使 QF－QUF，如图 5－5 所示。

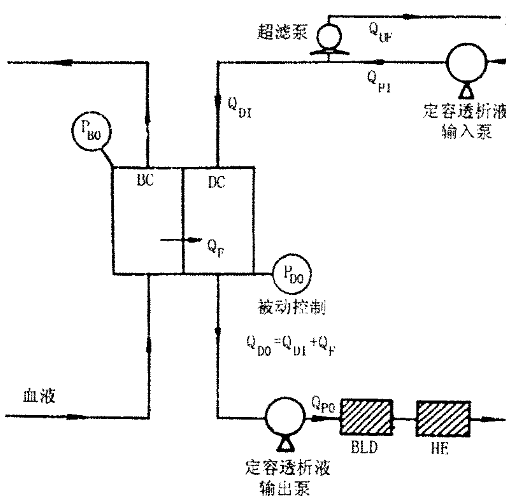


图 5–5　超滤控制系统

在特定的透析器的超滤系数下，跨膜压只是被动地满足容量超滤的速率（QF）。本系统超滤控制的精确度很高，其精确度取决于超滤泵的校正。

目前，临床上应用的容量超滤系统是通过容量平衡装置来代替超滤控制系统的定容透析液输出泵及定容透析液输入泵。容量平衡装置是由 2 个平衡室及 8 个开关瓣膜组成。每个平衡室又被弹力膜分为新鲜透析液间隙及用后透析液间隙两部分，每个间隙有两个开关瓣膜，如图 5–6 所示。

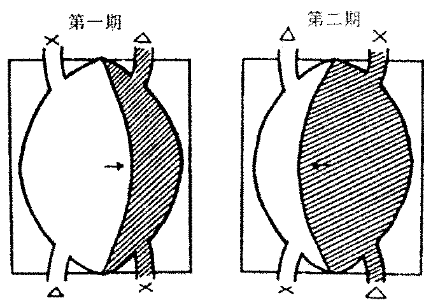


图 5–6　容量平衡室的工作原理

当新鲜透析液泵入如上图左面的间隙时，液体压力作用于弹力膜，使右面间隙的开关瓣膜开放，使等量的用后透析液排出，新鲜透析液可以充满整个平衡室。在第二期，用后的透析液进入平衡室的右侧，压力作用于弹力膜，将等量的新鲜透析液排入透析器。两个容量平衡室交替同步工作，保证了透析液的不断流动，如图 5–7 所示。由于流入或流出容量平衡室的透析浓度相同，超滤泵所超滤出来的液体（QUF）实际上即为透析器内的超滤量（QF）。

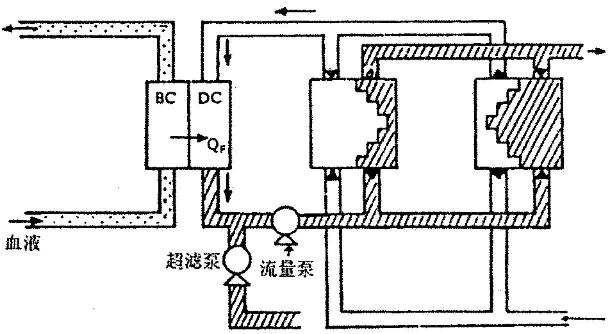


图 5－7　容量超滤示意图

三、血液环路

血液环路亦称为体外循环系统，是血液在体外流动的管路。将血液由病人输送至透析器的管路，称为动脉血液环路；将血液由透析器返回病人体内的管路称为静脉血液环路。血液环路包括以下装置：血泵、空气收集室、筛滤器、肝素泵等。血液环路的监测报警装置见下节。各装置的具体位置如图 5－8 所示。

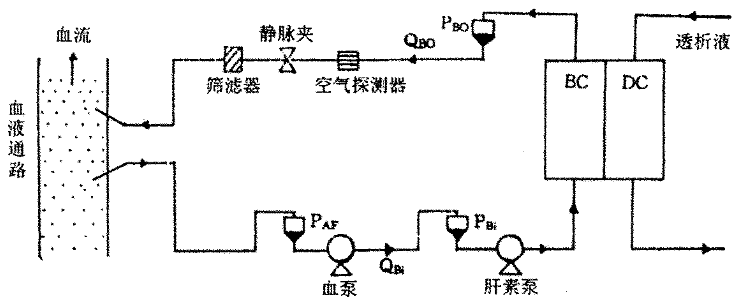


图 5－8　血液环路各装置不总图

1. 血泵

血泵的作用是推动血液由透析器返回病人体内，并且保持适当的血流量。目前常用的是滚柱式血泵。血泵通常的速率范围是 0～600ml/min，精确度为 ±10%。血泵应该经常校正。最准确的测量血流速的方法是气泡法，首先在体外将空气泡注入血液环路，然后测量气泡经过某一特定管路的时间。血泵的轻度堵塞会使血流速降低，严重者可致红细胞损伤。

2. 空气收集室

在血液环路中，测定压力的位置装有部分充满空气的空气收集室。其主要作用是，一可以收集和排除不慎进入血液环路的空气，二是测量血液环路内的压力。理

想的空气收集室内不应有空气，而应是真空的，因为空气与血液接触易形成凝块。

3. 筛滤器

筛滤器连接于静脉血液环路，除去血液环路内形成的栓子。关于筛滤器的作用，有学者持怀疑态度，因为筛滤器膜本身就是一个易导致局部栓子形成的部位。

4. 肝素泵

肝素泵实际上为一推进栓连接 20ml 或 30ml 的注射器，推进栓可使肝素连续（0.6～1.0ml/h）或定量输注。先进的肝素泵可自动预充肝素，直接读出累积输注量。

四、监测报警系统

监测报警系统可分为透析液回路的监测报警系统及血液回路的监测报警系统。

1. 透析液回路监测报警系统

透析液回路的监测报警系统主要包括电导率、温度、气体、透析液压力及漏血的监测。

（1）电导率监测

透析液制备完成之后，电导率的监测是十分重要的。若病人接触了高渗或低渗的透析液，可导致脑损伤或严重的溶血。电导计可监测透析液中总的电解质组成。透析液电导率的范围是 12～17ms，电导计的精确度为 ±2%。电导计应经常校正。它一般安置于透析液进入透析器之前，如果透析液的电导率不符合标准，可打开旁路阀门，使透析液进入流出透析器的透析液管路。电导计的精确度可受透析液温度及其中气泡的影响。

（2）温度监测

透析液环路中连有温度指示计及热敏元件，如热电流表及热敏电阻，监测透析液的温度，使其保持在一个恒定的范围内，温度范围通常为 35～40℃。透析液温度的异常可引起病人不适甚至死亡。如果温度超过 42℃，会出现溶血、死亡；如温度低于 35℃，可导致寒战、动静脉血管痉挛，血液通路内血流量降低，溶质弥散速率降低。低温一般不危及病人的生命，所以，透析液温度的监测主要是对高温的监测。温度监测的精确度一般小于 0.5℃，透析液温度超出正常范围 ±1℃时，将会出现警报，并打开旁路阀门，将透析液排至透析液输出系统。

（3）压力监测

盘管型透析器靠正压透析，一般不需精确的透析液压力监测。中空纤维型透析器，依靠透析液负压超滤，需要用负压敏感元件（复式电子感应）来监测和调整透析液的负压。透析液压力的变化范围为 +46.65kPa～ −59.98kPa，负压过大（< −66.65kPa）可导致因超滤量过多而引起的低血压，甚至膜破裂漏血；透析液压力持续在 −66.65kPa 左右，将会引起透析液中溶解的气体释放，透析器中透析液间隙空

气聚集，增加了透析液间隙内的压力梯度。空气与透析膜接触还降低了溶质的清除率。透析液的压力在正压超过 1333Pa 及负压超过 –59.98kPa 时，机器将会出现报警，精确度小于 1.5%（不同型号透析机稍有差异）。透析液压力异常，一般仅产生警报，不会中止透析器的运转，需要操作者立即关闭警报，调整压力水平。

（4）透析液流量的监测

透析液流量与透析治疗的效果关系密切。最常用的透析液流速为 500ml/min，波动范围为 ~50ml/min，超出此范围将会报警。一般应用电子流量计监测透析液的流量，精确率为 <3%。

（5）漏血检测器

因为透析液的流速很高，肉眼很难看出血红蛋白的存在。漏血是应用透析液的透光强度来监测的。用单光束穿过透析液管路，照射到光电管上，如透析液中混有血液，则透析液透光减弱，光电效应改变，引起机器报警，并自动关闭血泵，以防血液进一步丢失。用光电管检测漏血量的敏感度为 0.4~0.5mg/L，与此相当的血红蛋白的浓度为 70mg/L。光电管漏血检测装置特异性不高，如果透析液中混有空气或其他物质也可发生报警。

（6）超滤计

新型透析机还装有超滤计来表明已超滤的容量。

（7）空气检测器

当透析液中含气量超过允许水平时，气体监测系统会发出报警信号，并开动旁路阀门，使透析液短路。

2. 血液环路的监测报警系统

血液环路的监测报警系统主要包括压力监测和空气监测。

（1）压力监测

血液环路的压力监测分为动脉血液环路压力检测及静脉血液环路压力检测两种。血液环路压力的监测主要是预防及处理血液环路内的断裂及梗阻，梗阻的原因有内源性（凝块或血管壁的因素）及外源性（管路绞锁或止血钳夹闭管路）。如果血泵连续运转，静脉血液环路梗阻会造成空气进入血循环，动脉血液环路的梗阻会引起透析膜的破裂。

血液环路压力最常见的监测部位是在血泵前的动脉侧空气收集室及透析器后的静脉侧空气收集室。

动脉血液环路的压力监测范围一般为 –31.99kPa~47.99kPa，动脉血液环路的压力可以反映穿刺针的阻力，内瘘所提供的血流情况。若动脉血液环路内持续的负压未被检测出来，会引起溶血及空气进入血液环路。

静脉血液环路的压力监测范围一般为 –6.5kPa~33.33kPa，精确度小于 1.5%。它可以反映透析针及瘘管对血流量的阻力。如果透析针使用时间相对较长，静脉血液环路的压力增加时，表明瘘管内静脉狭窄。

当血液环路内的压力超过所规定的限制时，机器将报警并自动关闭血泵。

应该注意的是，本节所提供的血液环路压力的限值，在不同型号的透析机中有所不同。

(2) 空气检测器

空气栓塞是血液透析操作中最严重的并发症，发生率为1/2000。一般来说，空气栓塞是由气泡造成，而不是大量的空气引起。空气检测器一般置于静脉血液环路，对气泡十分敏感，一旦测得，即自动夹闭管路，切断血泵。

临床上常用两种空气检测器，第一种为超声气泡检测系统，在血流量为250ml/min时，可测得0.05ml以上的单独气泡。第二种为视觉气泡检测系统，通过在冲洗及透析状态下血液及盐水溶液颜色的变化来进行辨别。

空气进入透析系统的途径：

①血泵前管路接合处，盐水输入处，肝素输入处。

②与泵相连的瘘内血流量不当，或动脉针位置不当引起过度负压，引起血中溶解的气体释放。

③透析系统静脉输液不慎。

④监测装置。

⑤空气回血不慎。

五、清洗消毒系统

透析结束后或开始前，现代的血液透析机可自动地进行清洗消毒。电脑控制的清洗消毒有多种程序可以选择，使用时可见透析器说明书。清洗消毒的方法有3种：热水冲洗，热水的温度一般为85℃，范围为80～100℃，冲洗时间一般为20min。化学制剂消毒，一般使用5%的次氯酸钠消毒，射线消毒。

六、微电脑处理系统

现代的血液透析机若配备微电脑处理系统，可以自动检测及调控透析和超滤的过程，其液晶显示器可显示出操作程序，自行判断警报的原因及解除信号等，使血液透析机系统更为完善和精确。

七、附属设备

自然界的水中含有许多物质，其中包括离子、有机物、无机物。固体颗粒及悬浮物，如细菌、病毒，甚至溶解一些气体如氨。在城市的生活用水中还含有氯胺。透析用水必须经过处理，以除去水中的杂质，减少透析过程中并发症的发生。水处

理的步骤在各个透析中心稍有不同，但基本处理原则一致，其主要步骤如图 5－9 所示。

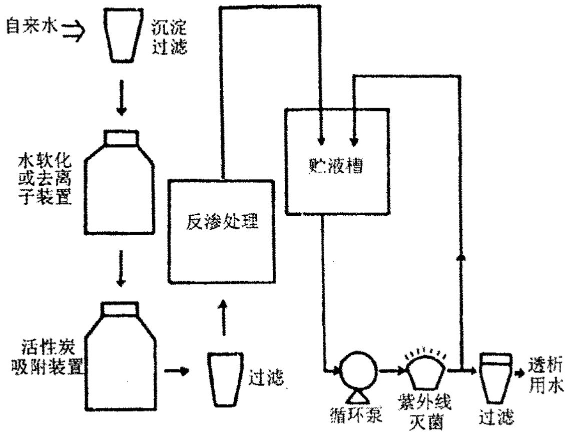


图 5－9　水处理流程图

第四节　AK100 透析机

一、AK100 透析机概述

AK100 型透析机又称为多功能血液净化机。他是瑞典金宝（Gambro）公司长期钻研、综合世界各地的血透经验结合而成的成果。

治疗方面它可以做醋酸盐透析、碳酸氢盐透析、单针和双针透析疗法、压力超滤和容量超滤、单超，还可以做血液透析滤过（HDF）疗法，本机在安全性和方便性方面具有以下特性：

多种颜色概览：多种颜色流图及颜色代码柱状图不断展示治疗的情况，就是在一段距离之外，也可保证操作者对治疗的进展有一个清晰无比的概览。

即时控制操作：面板的设计允许即时控制任何参数。血液监测仪和液体检测仪都是依据一些简单的指示控制。

资料窗：根据操作者的要求，额外和更详细的资料会在资料窗中显示出来。

更安全：每当 AK100 启动，便自动对所有功能作出一次自检。机器在使用中，另有一个保护系统监测机器的所有重要功能。

操作者引导：如犯错误，机器会跟踪指示操作者注意。只需按建议钮，资料窗

体会清楚显示适当的行动。

立即启动：AK100 允许用户预先设定血透中心常用的治疗模式及参数值，并在机器启动时自动运行。

压力报警监测：AK100 自动监测压力报警的限值，如设定的限值太宽操作者会被提醒。重新设限值只需一按钮即可。

超滤监察：AK100 从操作者所设定的超滤量和时间计算出超滤率，超滤率会在无超滤期间自动作出补偿。两个容量测量通道不断量度、调节和自动校准，提供准确又可靠的超滤控制系统，达到准确的脱水目的。

在维护、保养及维修方面：

AK100 血液监测仪和液体监测仪结构为分开的开放组合式设计，使维护服务快捷容易。

预先设置、记录资料、调校参数及错误诊断都可以通过资料窗控制操作。

AK100 如接上一个接口电路，可以与任何 IBM 兼容电脑沟通。

它的组合式概念和采用微处理器的科技表示 AK100 在添加新软件利硬件后可以提高其性能。

1. AK100 血液净化机外形图（图 5－10）。

2. 操作面板介绍（如图 5－11、5－12、5－13、5－14、5－15、5－16、5－17）。

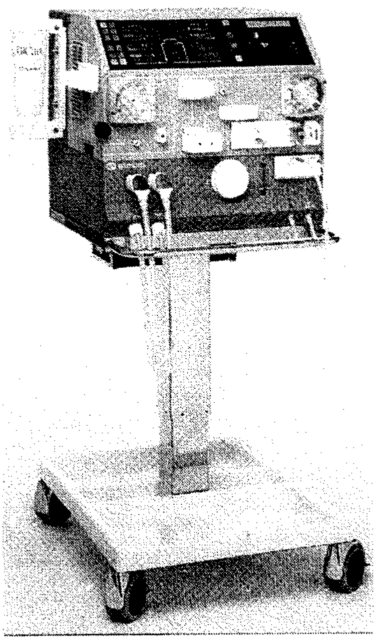


图 5－10　AK100 血液净化机外形图

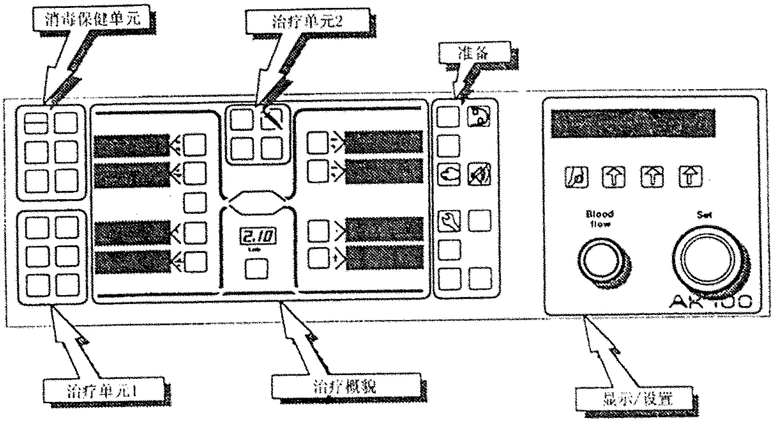


图 5－11　**前面板**

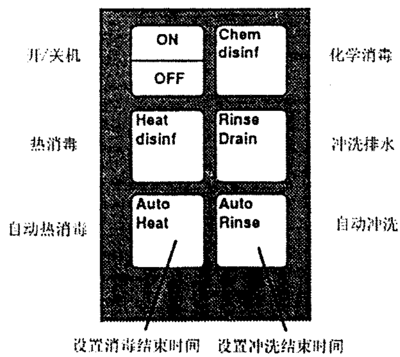


图 5－12　**消毒保健设置**

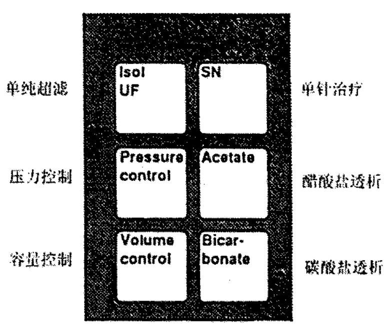


图 5－13　**治疗设置**

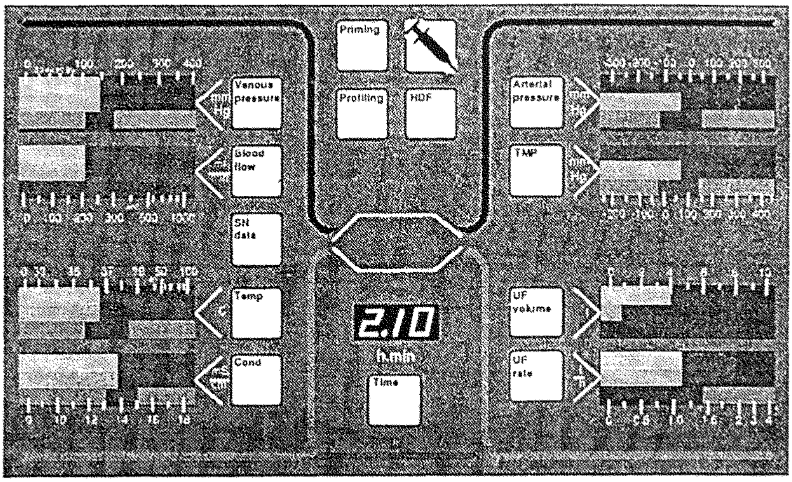


图 5－14　**治疗时的外观**

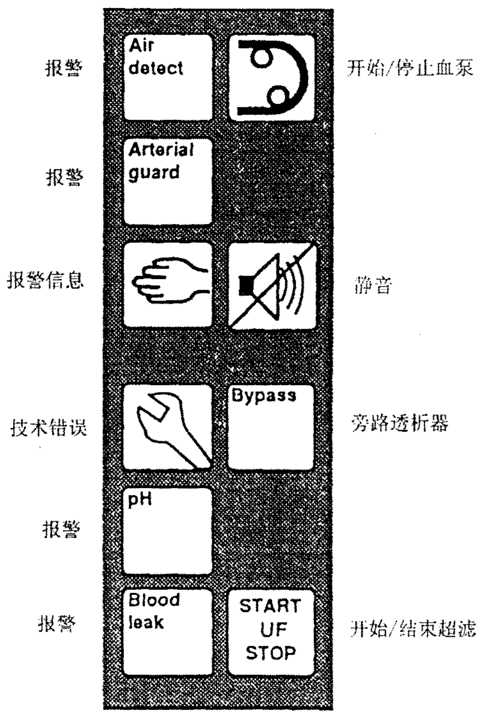


图 5－15　**准备状态**

除了在准备情况下，所有的模式时按键必须持续 3s 方可有效。

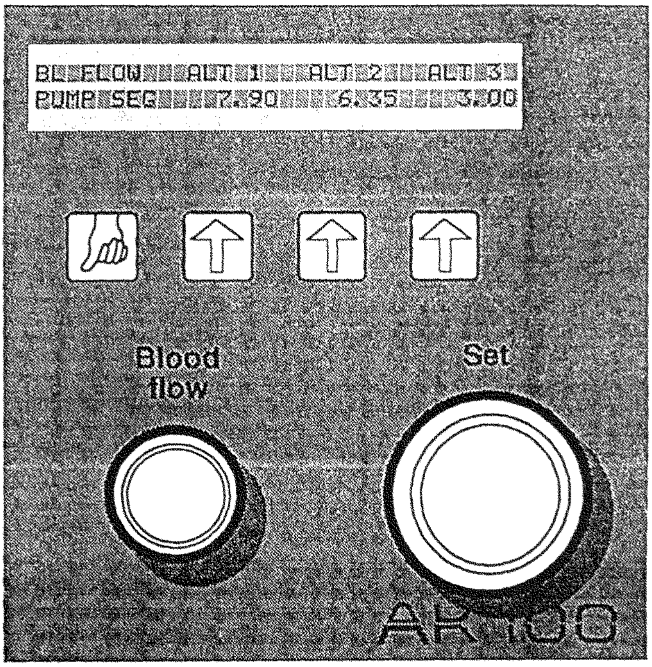
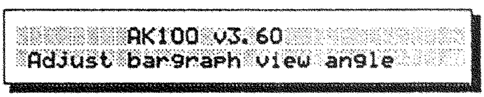


图 5 – 16　显示设置

最佳视角的设置：

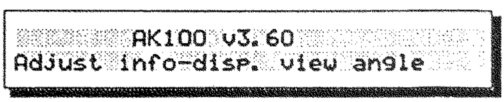
条码窗和信息显示最佳观察角度用以下方法调整。

条形码显示窗：保持压住中间箭头，直至屏幕显示。



调整“SET”（设置）按钮，直至角度最佳（设置被自动记忆）

信息显示窗：保持压住最右边箭头，直至屏幕出现。



调整“SET”（设置）钮，直至角最佳（设置自动记忆）。

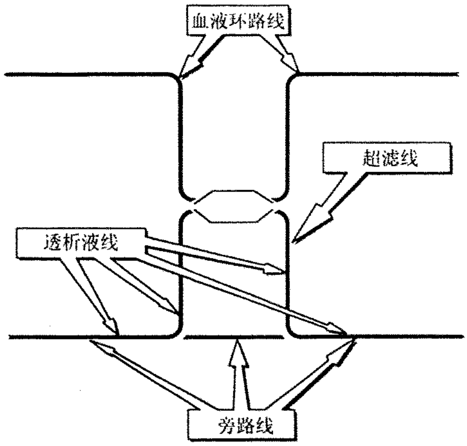


图 5－17　流通路径

透析液和血液环路在面板上用不同颜色显示。

血液环路线：当预充探头测到有血时，血液环路线亮起。

旁路线：当透析液自动或手动旁路透析器时，旁路线亮起；当在某些报警状态及机器自检时，自动进入旁路。

透析液线：当透析液流经透析器时，透析液线亮起。

绿色：透析液正常。

橙色：透析液不正常。

黄色：超滤时透析液不流经透析器。

超滤线：当单超及旁路状态时，超滤线变黄色。

二、AK100 结构原理

1. 原理框图

AK100 血液透析机主要由血液监测器、液体监测器及辅助设备组成，其结构框图

2. 血液监测器

血液监测器主要负责血液通路控制、及血液参数的监测和控制，其外形和功能模块如图 5－19 所示。

气泡监测器：气泡监测器包括超声发射及接收装置。发射端安装于静脉滴注室的右手边，接收端安装于左手边。血流量在 300ml/min 以下时，超声探头可以监测最小的 0.2ml/min 的气泡，并发出警告。

动脉压监测：动脉压监测含有一个紧连微动开关的压力垫。微动开关在 BM（Blood Monitor）前盖板后方。

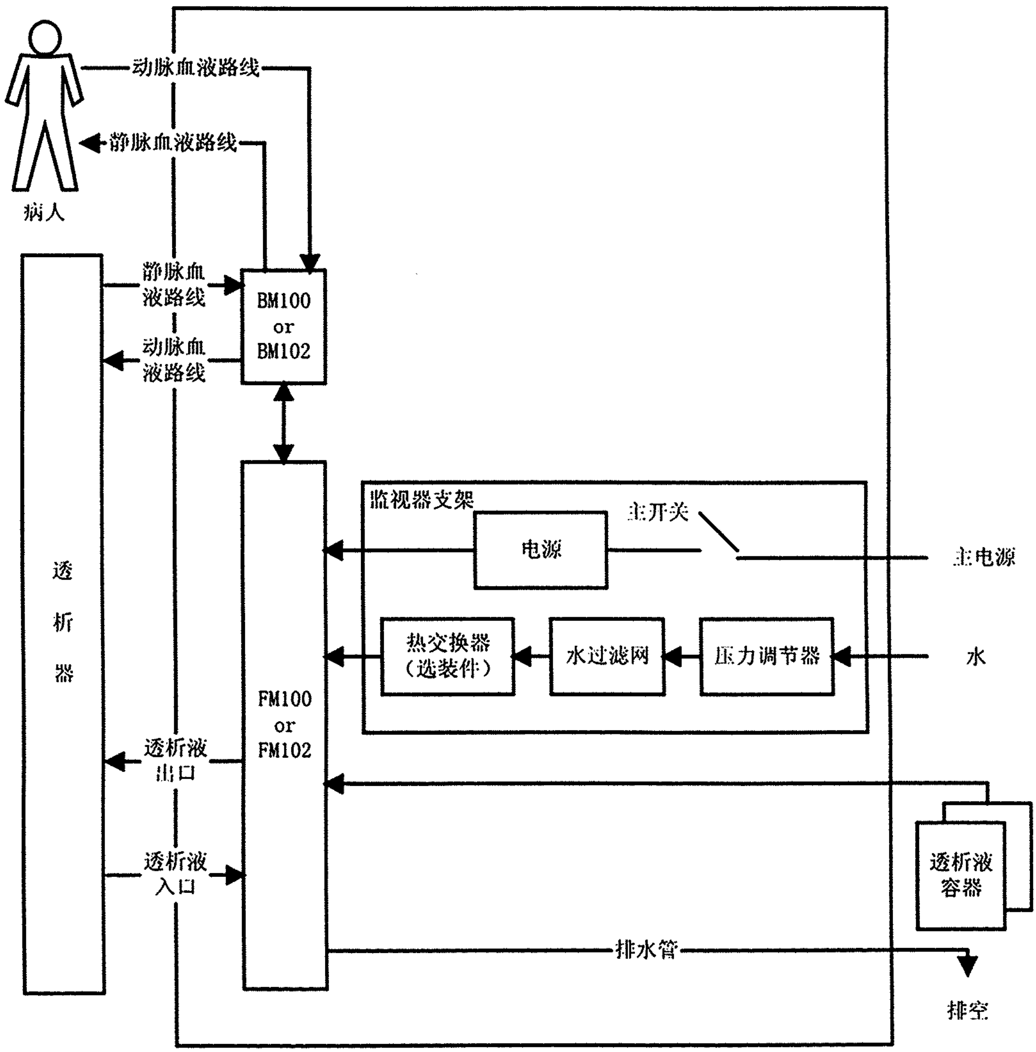


图 5－18　AK100 结构原理框图

电池：位于 BM **内的** 9V **电池，当主电源供电中断时，用来驱动蜂鸣器发出报警音。位于** BM **主电路板上的锂电池用于记录** BM **的真实运转时间。**

血泵单元：BM100 **型只有一个血泵（动脉泵）而** BM102 **型有两个血泵（动脉泵和静脉泵）。**

由源配电板：主要是负责 FM **与** BM，DC/DC **电路板与** BM CPU **板连续的接口电路。**

DC/DC **转换器：**DC/DC **转换器通过扁平电缆与其他接口联系并供电。**

配电板：BM **包含两块配电板** BPA **和** BPV**，它们分别负责面板的血泵、肝素泵，**

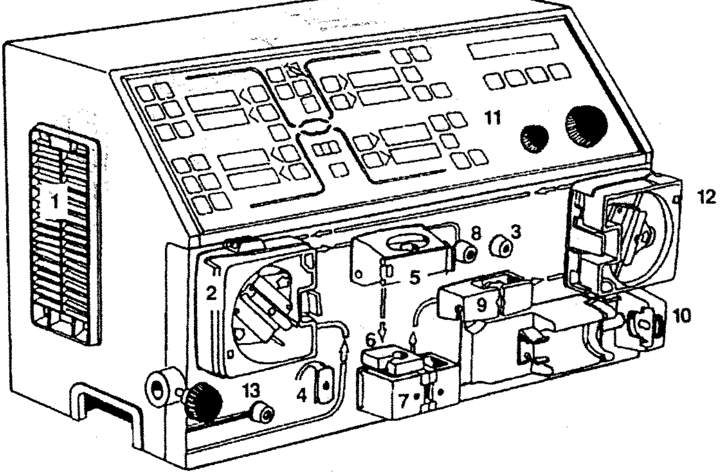


图 5－19　血液监测器功能模块

1. 空气滤网　2. 静脉泵　3. 动脉传感器　4. 静脉滴注室水平调节　5. 气泡检测器
6. 预充探头　7. 动静脉夹　8. 静脉压电传感器　9. 动脉压保护　10. 肝索泵
11. 操作而板　12. 血泵　13. 系统压力传感器

气泡监测器，预充探头等与 BM 主电路板间的电信号转换，放大及提供接口电路。

压力传感器：无论是 BM100 还是 BM102 均配备有静脉压传感器。静脉压传感器通过传感器板上的插头直接与 BPV 板相连。

BM102 装有第 2 个压力传感器，名为系统压力传感器，只有按压操作面板上的 SNDATA 键时，此压力才被显示。此压力传感器亦与 BPV 板相连。在 BM100 中，它可以用米监测动脉泵前或后的压力。

BM100 及 BM102 亦均可安装第三个压力传感器，名为动脉压力传感器。此真实的动脉压力可以反映在面板上的动脉压条码显示窗内。此传感器为选装件。

风扇：24V 驱动电机及风扇本身构成了一个独立的系统。

肝素泵单元：肝素泵包括以下部分：注射器泵，注射器直径可在 18～35mm，可调容量为 20～50ml，步进电机、齿轮箱（1∶120）、肝素泵位置电路板、肝素泵位置译码器、限位装置（使肝素泵不至于伸拉过长）。

动静脉夹：BM 包括两个夹子，动脉夹和静脉夹。动脉夹位于右方，静脉夹位于左方，动脉夹盖上标有红色圆点，静脉压则是蓝色圆点。

动脉夹包括以下部分：动静脉夹室（含动静脉夹盖）、两个电磁线圈、驱动电路板、夹子位置探测板。

主电路板：主电路板包括控制血流量和肝素量的所有电路元件。它可方便地放倒并处于维修位置。包括 64 针、60 针、50 针、34 针、20 针、15 针、10 针、2 针插头数十个。

操作面板：操作面板包括45个触摸式按键，8个条形码发光二极管显示窗口，一个液晶显示屏，通过3条扁平电缆与BM主电路板连接。

预冲探头：预冲探头包括探头室和探测器板，探测器板包括LED和光电晶体管。

静脉滴注室水平调节器：通过旋转调节器钮，可改变滴注室中液面位置高低（反时针旋转升液面，顺时针旋转降液面）。拉出调节钮，可调节动脉滴注室液面位置。

3．液体监测器

液体监测器主要负责透析液的通路控制及透析液的参数的监测控制，其外形及功能单元如图5－20、5－21、5－22所示。

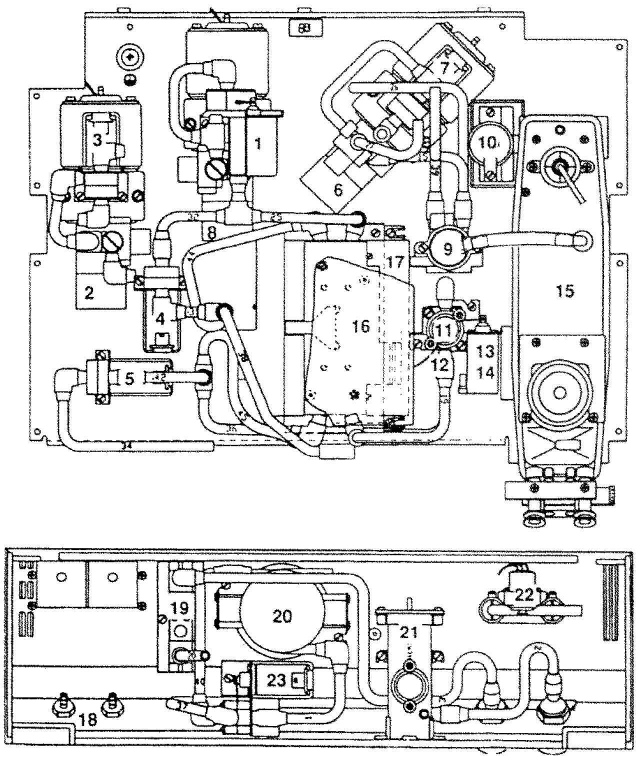


图5－20　液体监测器功能模块

1.FOVA阀　2.泵单元3（流量输入）　3.EVVA阀　4.ZEVA阀　5.TAVA阀　6.泵单元1（除气）　7.DRVA阀　8.泵单元2（流量输出）　9.除气室　10.微粒过滤器　11.高压保护器　12.旁路单元　13.DIVA阀　14.BYVA阀　15.加热槽单元　16.UF测量单元　17.配电板　18.吸液管接头　19.流量表　20.漏血探测器　21.去气室　22.安全耦合单元　23.EMVA阀

加热槽单元：加热槽单元包括以下零部件：加热水槽、两个加热棒（带过热保护器）、温度传感器及传感器板（PT－100）、浮漂、水位传感器、搅拌泵及12V直

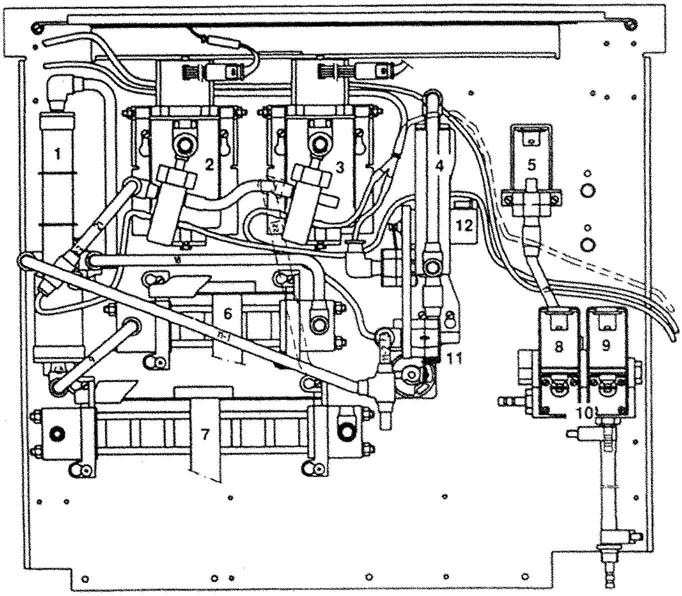


图 5－21 液体监测器功能模块

1. 混合室 2. 吸液泵 A 3. 吸液泵 B 4. 扩容室 5. RFVA 阀
6. 电导池测量单元 1（CELLA） 7. 电导池测量单元 2（CELLB）
8. FLVA 阀 9. INVA 阀 10. 进水单元
11. 节流单元 12. PBVA 阀

流电机、吸液管探测器。

除气压单元：除气压单元包括以下零部件：限流口及步进电机、扩容室、PBVA 阀。

气泡收集室：FM（Fluid Monitor）包括两个气泡收集室（除去室和去气室）。每个收集室均含水位传感器一个，均有把气泡与透析液分开的功能。去气室（位于流程图上透析器后面）还装有压力传感器，用来测量透析液压力。

流量泵单元：流量泵含有 3 个单元，均有以下部分：齿轮泵、压力传感器、流量节流口、流量输出泵节流口之旁路阀 FOVA、流量输入泵的排气阀 EVVA、除气泵的 DRVA 阀。

超滤测量单元：包括测量池和两块电路板，电路接头直接连于主电路板。

旁路单元：旁路单元包括 DIVA 阀（Direct Valve）、BYVA 阀（Bypass Valve）、和高压保护器。

漏血探测器：包括漏血报警室及漏血报警盖，光发射及光接收板及电路板。

安全耦合单元：主要指安全耦合传感器及传感器板。

回流阀（RFVA）：指 ReturnflowValve。

配电板：配电板上有 13 个电接头，均为传感器板接口，传感器及传感器板是

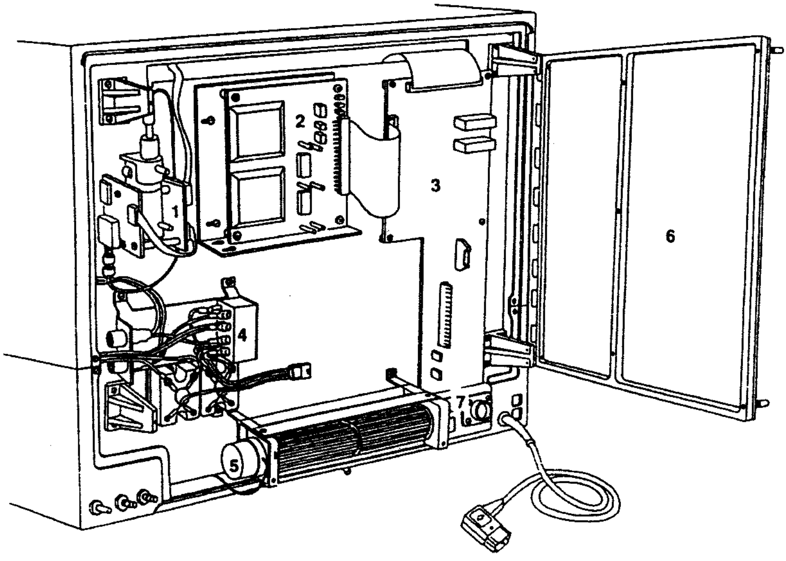


图 5－22　液体监测器历功能模块

1.pH 计　2.DC/DC 单元　3. 电源配电板　4. 继电器单元

5. 风扇　6.CPU 板　7. 接线座

不能分开的，必须一起更换。

吸液泵：FM100 包含一个吸液泵，FM102 则有两个。

电导测量单元：FM100 有一个电导测量单元，而 FM102 则有两个。电导测量单元上还有测量池、温度传感器及电导测量电路板。

进水单元：包括两个电磁阀，进水阀 INVA（1nlet Valve）及冲洗阀 FLVA（Flushing Valve）。

主电路板：包括控制电路及 60 针，40 针、20 针、15 针和 10 针若干。

继电器单元：包括两个光电耦合固态继电器、加热器安全继电器、过热保护器及保险管。

风扇：风扇及 24V 直流电机构成单独的整体。在治疗期间，它受 FM 及 BM 板上的温度传感器控制，在消毒状态，风扇全速转动，如电路板上温度超过 60℃，AK100 会给出一个提示。

电源配电板：通过 64 针、15 针、10 针等接头实现电源及信号分配，给风扇供电。

DC/DC 单元：为直流/直流转换器。

pH 计（选择安装件）：pH 计包括探头及电路部分，电路部分直接与主板相连。

三、AK100 流程图

1. **血液流程图**

以 BM100 双针单泵治疗为例介绍血液监测器的工作过程，其血液流通途径如图 5－23 所示。

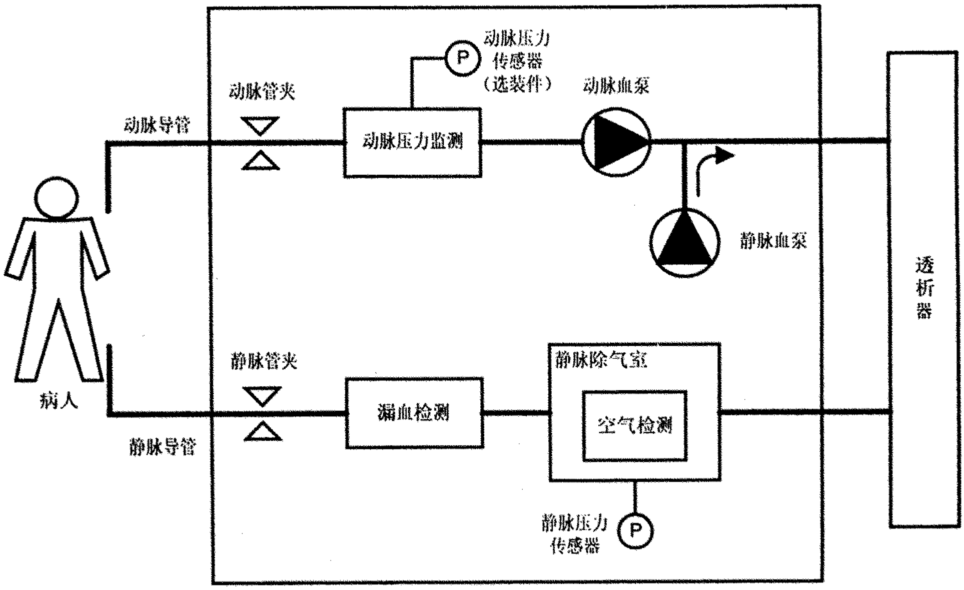


图 5－23　BM100 **血液途径**

动脉血泵维持体外循环血流量。血液从病人动脉端引出，经透析器，返回病人体内，通过调节操作面板上的专用旋钮可使血流量在 0～500ml/min **之间设定。**

当血泵的泵门打开时，血泵不会启动。

当发生特定的报警时，血泵停转，此时如回血，可采用手动方式，把血泵柄向外拉出，即可回血。

一般治疗过程中，动脉夹是打开的，当发生气泡监测报警和漏血报警时，动脉夹夹住血液环路管，血泵停车。

当采血压力变低时，动脉压检测报警，如针头或动脉管路堵塞时，病人和血泵间存在一个增加的负压等情况，如血压下降，动脉针头位置变化，或动脉管路扭曲等情况发生时，也可引起报警。

BM100 **也可安装一个任选的压力传感器，用来测量泵前或泵后动脉压的具体数值。**

肝素泵的作用是将肝素注入血液中以防止血液凝结，当肝素针筒走到底或肝素

管路扭曲时，机器会自动报警。

透析器后面是带有气泡监测器的静脉滴注室，如此位置血液含气体或血液平面过低时，血泵停转，气泡监测器报警。同时肝素泵停上下作，动静脉夹夹住管路。滴注室中液面高低有专用旋钮调节。

静脉压传感器测量静脉压值，压力过高或过低均可报警，血泵停转。静脉滴注室后端堵塞或病人针头位置变化可引起静脉压过高，静脉滴注室前端堵塞、血压下降和针头位置变化可引起静脉压过低。

预冲探头可以感知血液环路管安装位置是否正确及是否有病人血液流过。

血液经静脉夹回输给病人。此夹通常是打开的，当气泡检测、漏血静脉压报警时，静脉夹弹出，夹住静脉管路，血泵停转。

2.FM 治疗状态流程图

以 BM102 为例介绍液体监测器的工作过程，其液体流通途径如图 5－24 所示。

（1）进水

准备流入机器使用的水经进水阀进入加热槽。进水需符合 AAMI 标准。水在进入水槽前需将减压阀调节为最大 0.1MPa 左右的压力。进水阀通常是打开的，而加热槽中的水位高低是靠加热槽底部的浮漂来调节的，当为高水位时，浮漂阀门关闭，低水位时浮漂阀门打开。冲洗阀消毒时打开，治疗时关闭。

加热槽中的温度传感器用于测量水温并控制加热棒工作。加热槽中含加热棒两个，搅拌器一个，搅拌器用来混合水槽中水温。

水从水槽出经一个过滤网和一个节流口，进入扩容室，节流口的功能是产生负压，以利于对液体除气。步进电机控制再循环流量，除气压节流口旁路阀治疗时关闭，消毒时打开。扩容室保持恒定的压力，除气室保持恒定的水位，以上两点均通过除气泵和再循环阀配合达到。

（2）浓缩液

FM102 可以做醋酸盐透析和碳酸氢盐透析（由操作者选择）。醋酸盐状态，浓缩液经 B 液吸液口进入机器。碳酸氢盐状态需要用两种透析液，相应地需要 A、B 吸液口。透析液由水利浓缩液混合而成，首先 A 液利水在混合室中混合，在扩容室中，再与 B 液混合。

两个吸液泵（活塞泵）用来调节吸液量，吸液量的大小通过测量液体电导率决定，电导率由电导池测量。

如电导率超出预设范围，透析器被旁路，透析液直接排出机器外；当浓缩液不合适、吸管没有完全放入浓缩液筒中、水供应不好、液体通路受阻等情况发生时，机器表现为以上现象。

比例旁路阀在治疗中关闭，消毒时打开。通常 B 浓缩液靠 B 吸液泵产生一个较小的负压吸入机器，当消毒时，比例旁路阀打开，这样 B 泵前的液路就与除气压（－83.87kPa）相通，有一个较大的负压，使消毒液通过 B 吸液口快速充满机器。

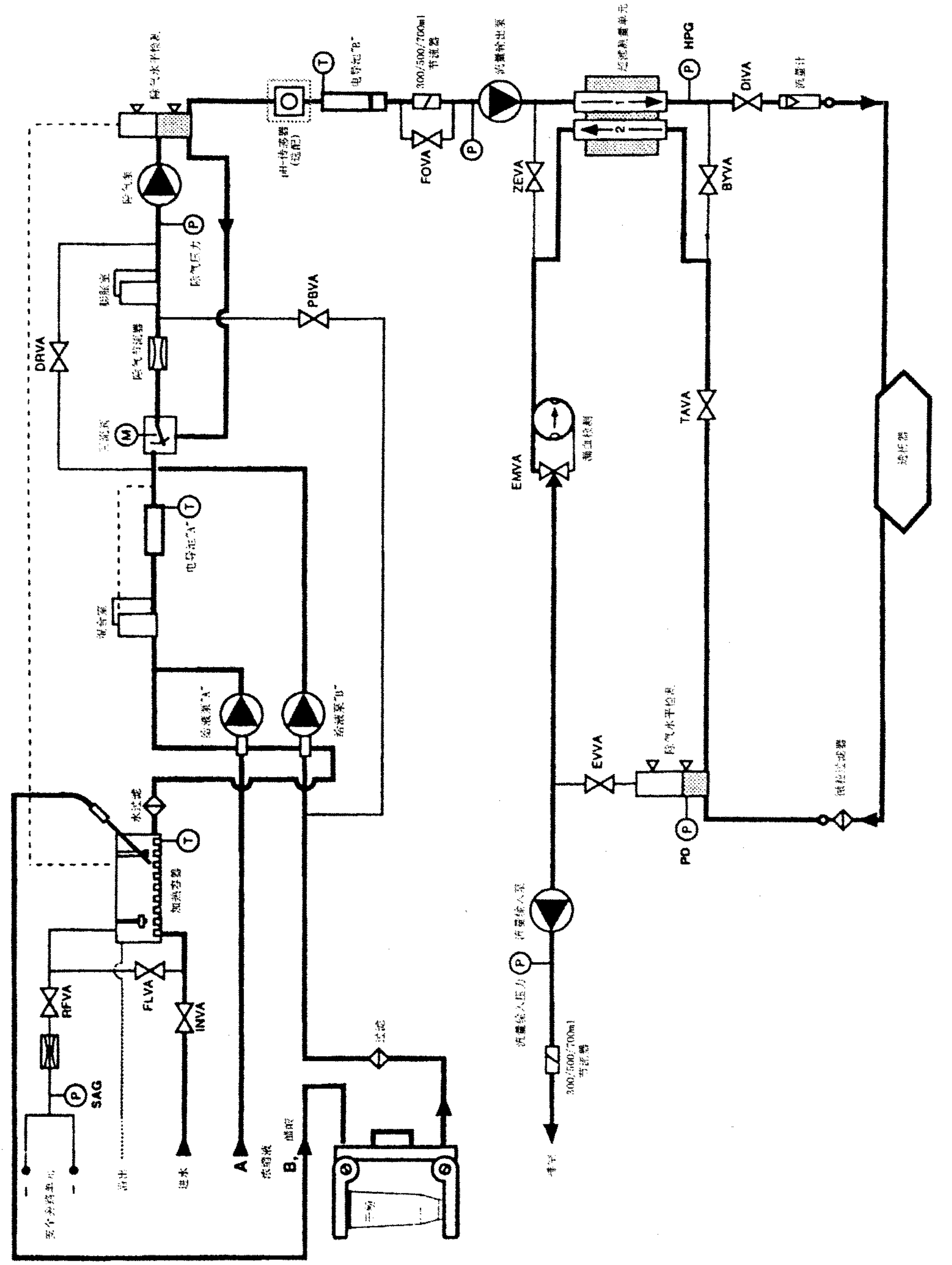


图 5 – 24　FM102 液体流程图

(3) 透析液

透析液被除气泵泵入除气室。除气泵前由泵和除气节流口产生的约 – 79.98kPa

的负压使气体从液体中分离开，进入除气室后，气体从除气室上部（沿虚线部分）进入加热槽（除气室内为大气压）而排走。除气泵还负责维持除气室内液面的高度（应为 50±5mm），此高度由超声波探头监测。

透析液必须保持正确的电导率，如电导率不正确，仪器也必须探测到。pH 探头（选装件）就是用来防止非正确的浓缩液进入机器，既使液体的电导率符合要求，但 pH 值不对，机器也不能接受。

pH 探头后面是一个流量节流口和流量输出旁路阀。节流口可以产生负压，但欲改变主流量时，必须更换对应流量的节流口（AK100 可选装 300ml/min、500ml/min、700ml/min 三种透析液流量），而流量输出旁路阀只有在消毒时才打开。

流经透析器的流量由两个泵控制：流量输出泵和流量输入泵，均为齿轮泵，这两个泵维持进出透析器的透析液流量为一恒定值。

治疗时，可采用容量控制和压力控制，由操作者选择。无论在哪种方式，进入透析器的流量（300ml/min、500ml/min、700ml/min）由流量输出泵输出。只有加在流量节流口上的压力恒定，才可维持恒定的主流量。

流出透析器的定量的流速由流量输入泵获得。输入流量输入泵的流量要比流量输出泵输出的流量大。透析病人体内有过多的水分潴留，这部分多余的液体可在治疗中去除，去除的数量由超滤率来量度。如输出流量是 500ml/min，而输入部分的流量可以是 502ml/min。在容量控制状态，通过超滤测量室的两个不同的流量间的差和设定的超滤率作为两个参数调节流量输入泵，以维持恒定的超滤率。在压力控制模式下，跨膜压直接调节流量输入泵：超滤测量池也用来测量超滤率，但它不负责调节流量输入泵。

治疗过程中，每隔 30min，超滤测量室自动校正一次（因为从病人体内超滤出的废物会沉积在超滤测量室的测量通道上）。校准可以分为三步，第一步是做准备工作，第二步时，超滤测量室及透析器被旁路，测量室的两个通道均无液体流过，这样两个通道的零偏差值即可获得。最后在第三步，透析器仍被旁路，但流经超滤测量室，即两个测量通道流过相同的流量。将通道 1 作为标准校准通道 2，此时超滤率为零，整个调校过程大约需 60～90s，然后继续正常治疗。

超滤测量单元后为高压保护器。如透析器前压力过高，此保护器报警。

旁路单元包括高压保护区和两个阀：DIVA 阀（Directr Valve）和 BYVA 阀（By-pass Valve），治疗中 DIVA 通常打开，当有紧急情况发生时，透析液旁路（BYVA 旁路阀打开），出现如下情况：漏血报警；温度报警；电导报警。

流量计中有浮漂，用来指示是否有流量。

透析液从机器的透析液出口进入透析器。从透析器中出来的透析液（已混有病人体内的废物）从 FM 透析液进口返回透析液监测器。入口管接头内有一个过滤网，防止人颗粒杂质经过透析液进入机器。

TAVA 阀（Taration Valve）通常打开。在容量测量单元调校期间，此阀关闭。

ZEVA 阀（Zerozetting Valve）通常关闭。在容量测量单元调校的第二阶段，此阀打开。

透析液继续流向去气室（Deairating Chamber）。顾名思义，此室的目的是为了除气。例如当透析器漏气时，它可在此室内将气除去。当此室中的水位降低至最低限度时（如室内气过多）。则 EVVA 阀（Evacuation Valve）打开，气通过 EVVA 阀放走。而水位由超声水位传感器监视的。

漏血探测器监测透析液是否混有血液，如果有，则报警，系统进入旁路状态，而 EMVA 阀（Emptying Valve）在治疗时关闭，治疗结束后打开此阀，将漏血报警室内液体排空。

最后透析液经流量输入泵从排水管排山。

3. 消毒状态时流程图

每次治疗后，机器必须消毒。消毒时，预充探测器必须探测不到血，且治疗剩余时间为零，透析液接头必须放回机器（由安全耦合单元中的压力传感器监测），否则消毒程序不能进行。

（1）热消毒

当进行热消毒时，浓缩液吸管必须妥当放在机器内，等电导率降下来后，机器首先进行一个简短的冲洗程序。然后在水槽内把水加热（最高温度 95℃）。热水在所有管路中循环，DRVA 阀和 FOVA 阀打开，而 BYVA 阀则处于不停的开关状态，这样透析管路和旁路管均能轮流被消毒。

FM 有一条内在的再循环路径使它能有效地进行消毒如图 5 – 25。热消毒时，消毒水温可以在 85 ~ 95℃可调，水可再循环返回水槽，RFVA 阀（Retum Flow Valve），在消毒过程中的某些步骤时打开，在治疗时关闭，水就这样循环 25min。然后消毒程序将冲洗和排水进行完后结束。

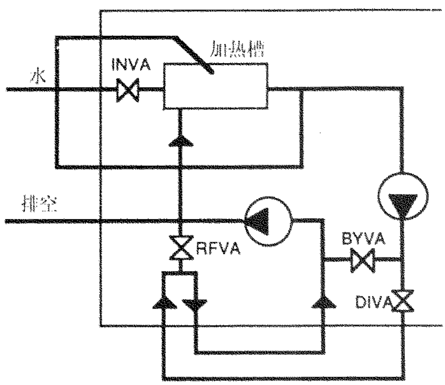


图 5 – 25　再循环路径

整个操作时间约 43min。当排空机器后，就可以作为一次治疗。

（2）热消毒同时加柠檬酸清洗

AK100 可以同时做热消毒和酸清洗。这需要 200ml 左右稀释的柠檬酸，并能加热至 93℃，整个程序的时间大约为 51min。当吸柠檬酸液时，温度加热至 60℃，当吸液管放回机器内时，温度才会继续加热至最高温。也可不吸液，而直接用专用的脱钙棒酸洗机器。

（3）化学消毒

当做化学消毒时，需将 B 浓缩液吸管放入稀释的化学消毒中吸液，完成吸液后，将吸管放回机器。在消毒期间，再循环路径均能被消毒和冲洗到 FLVA 阀（Flush Valve）在冲洗时打开，使水槽充满水。PBVA 阀也会打开。系统能自动记录消毒是否完成，如消毒液在机内浸泡过夜，则第二天开机时，机器会继续进行冲洗程序。

系统也可以浸泡 20min 左右消毒液后，直接进入冲洗程序。当程序结束后，FM 内部被排空，系统可以进行下一次治疗。

（4）冲洗/排水及脱钙

冲洗/排水状态提供冲洗和排水程序（12min），快速排水程序（5min）和脱钙程序（36min）。

当 AK100 使用碳酸氢盐浓缩液时，液路中就会有钙盐沉积，所以要用柠檬酸和醋酸酸洗机器进行脱钙处理。具体多长时间需要做酸洗，要根据用户的配液情况、水质情况等条件决定。

（5）自动开始功能

热消毒和冲洗程序可以预先定时，自动完成。

四、AK100 电路原理

1.AK100 漏血报警

治疗开始前，CPU“B”（8344）读取存储于漏血探测器板上 E^2PROM 中的调校常数。漏血报警原理如图 5－26 所示。治疗开始前，自检过程中，当透析液充满机器内管路后，系统亦会检查漏血报警器。系统测量有多少数量的光通过透析液。当此数量在预定范围之外，则出现漏血报警。漏血报警电路如图 5－27 所示。此时如有报警，则说明漏血报警室壁需清洁。

漏血报警探测器使用发射远红外光的二极管工作。

光敏晶体管探测此光线。当透析液中无血液成分（或血液成分低于最小限度时），晶体管是导通状态。

发光二极管和晶体管分别装在位于漏血探测器室壁两侧各一块的印刷电路板上。

发光二极管是闪烁的，它保持常亮但每分钟熄灭 5 次。这种闪烁通过信号

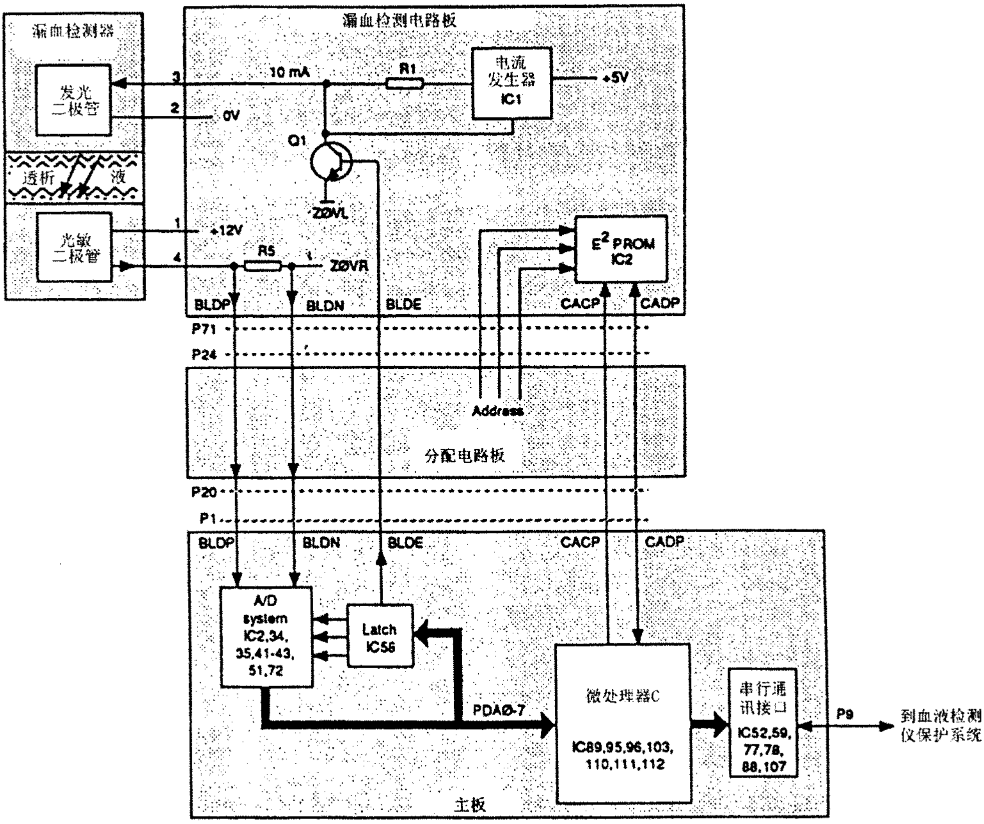


图 5－26　漏血报警电路原理框图

“BLDE”和晶体管 Q1 实现。“BLDE”信号由 CPU“C”（8344）经门电路 IC58 提供。当发光二极管亮起时，系统检查是否有足够的光，光线是否在预设的范围内；当 LED 熄灭时，系统检测漏血探测器板上应无光信号接收。这样探测的原理是为了确保漏血探测器工作正常。

当透析器快速接头放于安全耦合器座上时，此功能不起作用。但是预充探头探测到有血流过。并且快速结头从安全耦合器座上移开时，此功能检测于一 min 后启动。

测量池包括两个模拟信号：BLDP（正值成分）和 BLDN（负值成分）。差异值通常为正。

这两个模拟值通过 A/D 系统由模拟值转换为数字值。当转换结束时，CPU“C”读取该数据。

程序当然也会读取 E^2PROM 中的调校常数，如经过计算后的数值不在预设范围以内，则有漏血报警，AK100 自动进入透析液旁路状态。从机器探测到漏血到自动旁路耗时小于 1 秒钟。

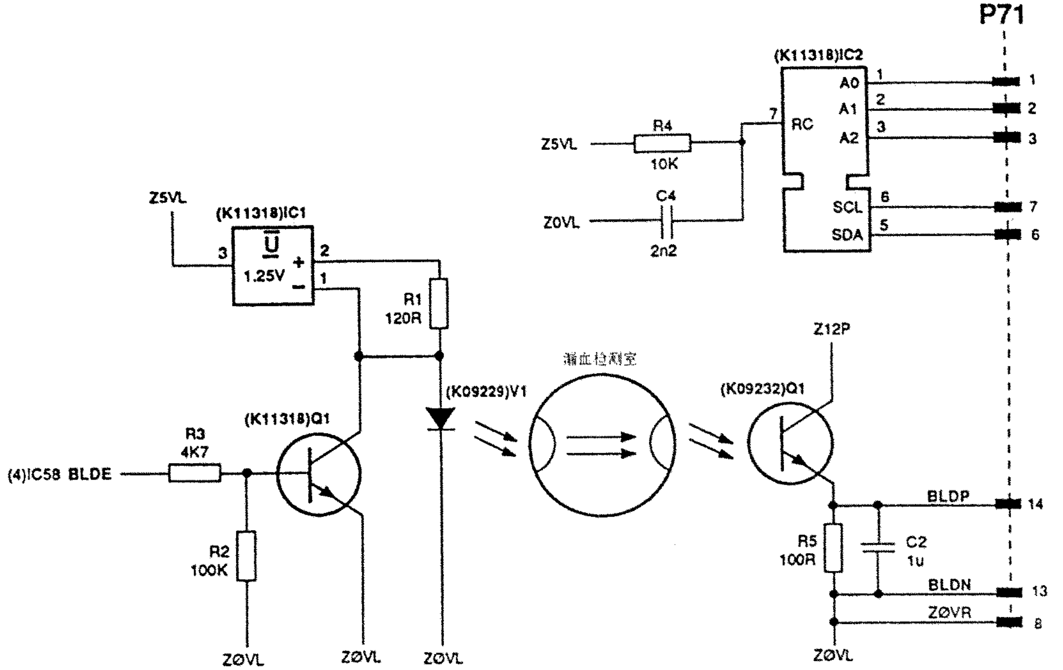


图 5－27　漏血报警电路图

发生漏血有以下原因：透析液中有血液成分、漏血探测器室壁脏了。

漏血探测器分为两部分：发射光部分和接收光部分。

发射光部分包括一个电流发生器，用来给 LED 供电。

LED 在大部分时间内是发光的。

CPU“C”程序中有漏血测试功能。它每分钟内发山 5 次的 BLDE 短信号，使晶体管 Q_1 导通。

Q_1 导通，相当于把 LED 供电短路，LED 熄灭。

LED 发出的光需穿过透析液到达接收光部分。

接收光部分包括光电晶体管等，经过晶体管的电流可大可小，这要取决于它接收到的光的强度。一般的，在电阻 R5 上有一个人约 50mv 的电压。此模拟值被 A/D 系统转换为数字信号，被 CPU“C”读取，然后用此值与预设值比较，超出范围则报警。必须符合以下条件才能使漏血报警功能起作用：）预冲探头中必须测到有血通过；透析液正常；SAG（Safety Guard）传感器必须在至少一 min 内压力保持在 +6665 ~ －6665Pa 范围内。也就是说，快速接头必须结合在透析器上。（此时 SAG 压力传感器压力值应为 0Pa）。

调校漏血探测器必须有一个特殊的带有一个光栅的漏血调校盖，这样就可以改变光的强度。凋校时，光栅如处于水平位置，调校数字电位为 0；如处于垂直位置

时，调校数字电位为 100。

如欲确认漏血需用特殊漏血调校盖时，并记录“QIBLOOD $ LEAK”参数值。（Blood Leak Compensated Value）选用 QRI 阵元（Array）及合适的索引（lndex）。

2. AK100pH 值测量电路原理

pH 测量单元（pH100）是为了防上下不正确的透析液配比及混合。pH 探头测量到的模拟值被转换为与 pH 值呈比例关系的数字频率信号。电压跟随器（Voltage Follower）和压频转换器（Voltage-to-Frequency Converter）从独立的 DC/DC 转换器获取各自的供电电压（± 15V）。pH 探头、电压跟随器及压频转换器通过光耦电路与其土电路隔离。pH 测量电路如图 5－28、5－29 所示。

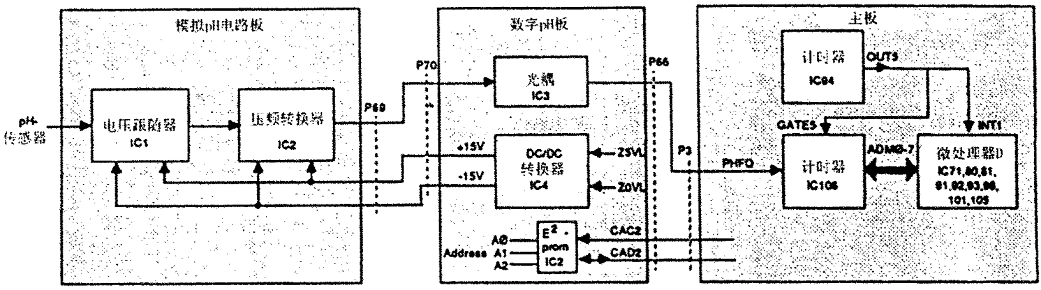


图 5－28　pH 值测量电路原理框图

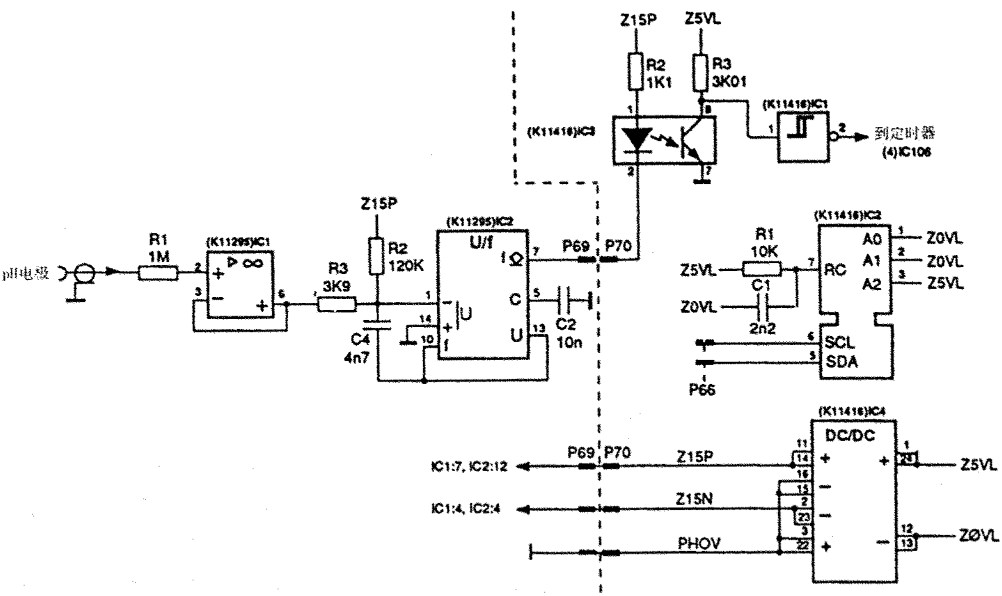


图 5－29　pH 值测量电路图

频率可以被时钟电路 IC106 内的计数器测量，而 CPU D（80188）每一秒钟读取

一次计数器的内容。这个值再从频率转为 pH 值，而每个特定 pH 探头的调校常数在每次治疗开始时由 CPU 读取，其调校值是被储存于 E^2PROM 中的。

pH 测量单元包括 6 个主要部分：pH 探头、电压跟随器、压频转换器、光电耦合电路、时钟/计数器，电路和 DC/DC 转换器（供给 ±5V 电压）。

pH 探头直接与配液单元中的液体相通。使用电压跟随器（缓冲）是为了使 pH 探头的输山与压频转换器匹配。压频转换器（V/F CONVERTOR）把输入电压转换为与之成比例的频率。出于安全考虑，pH 探头电压跟随器利压频转换器通过光耦电路与其他部分隔离。

从压频转换器出来的频率直接送到时钟电路计数。IC94 每秒钟发山一次 INT1 信号使计数器计数一次，IC106 输出数字值到 CPU“D”，将此值转为对应的 pH 值。

3.AK100 电导“A”测量电路

（1）原理

电导率系统包括电导池（图 5－30）（测量透析液电导率）、吸液泵（泵速受 CPU“D”控制，配比吸液用），其原理框图如 5－31 所示。

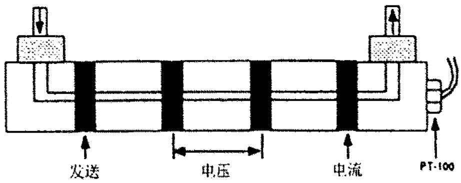


图 5－30　电导池 A

液体单元 FM100：液体单元 FM100 只有一个电导率调节系统，叫电导“B”，用来测量及调节醋酸透析液。

液体单元 FM102：FM102 有两个电导率调节系统：第一个叫“A”，第二个叫“B”(也用来调醋酸液)。FM102 可以运行于醋酸透析模式及碳酸氢盐透析状态，但 FM100 只能用于醋酸状态。

（2）技术描述

电导率 A 用电导池来测量，此电导池包括 4 个测量碳环利两个接地端。其中一个碳环用来“发送”1kHz 的正弦波信号，碳环被等距分隔，同隔离瓷环一起在环中央组成一个液体通道管子，透析液需流经这个管子。从发送信号来的电流经过碳环，产生一定数量的电压降，用作正弦波信号的放大增益控制。电流信号代表着电导率值，被转换为电压值，经乘法器和 A/D 转换系统进入 CPU“D”。

（3）温度补偿

在电导池上有一温度传感器，称为 PT－100。用作电导率值的温度补偿，温度补偿因数人约为－1.8%/℃，即当透析液温度上升，电导率值每摄氏度下降 1.8%。

（4）电路描述

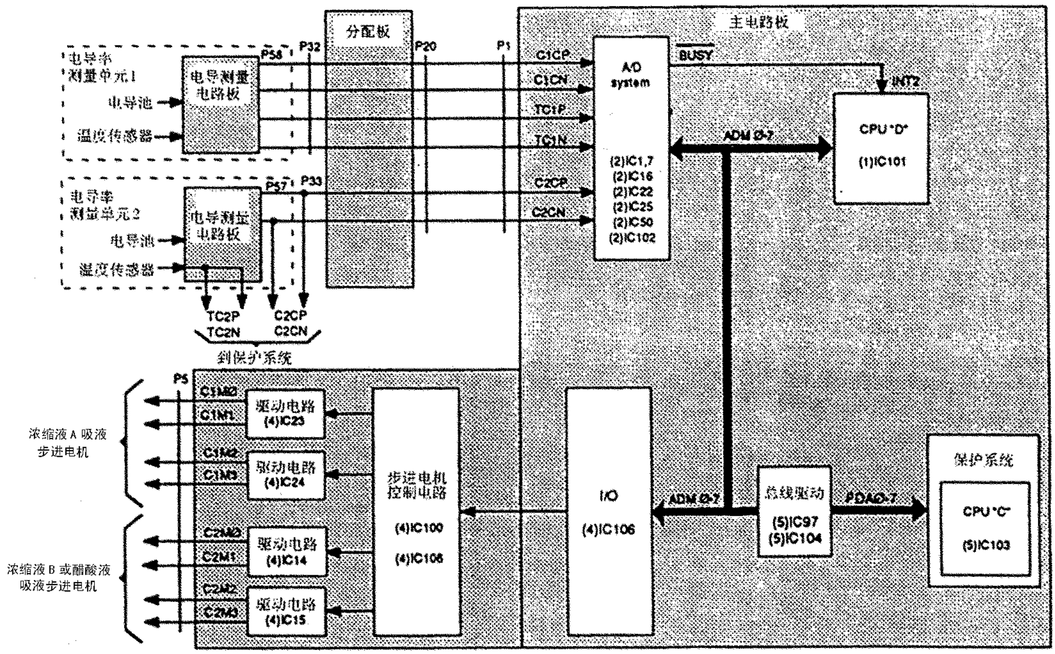


图 5-31　电导测量电路原理框图

IC2a 为发出 1kHz 正弦波信号的振荡器。这个信号，即被叫做“发送”，连接于电导池上的一个碳环，碳环与透析液间有电流的联系。

当信号流经电导池时，可产生因透析液电导率不同而对应的一定数量的电流。这个电流在两个碳环之间产生电压降，IC2b 利 IC2c 的输入相连，经放大和整流，产生的数字值经积分电路 IC2d 输入晶体管 Q1。Q1 对于振荡器是一个可变的电阻并且对振荡器具有放大控制功能，即当电导池变脏时“发送（TRANSMITTER）”信号也能调整为一个恒定的振幅，这是一反馈电路。

从碳环来的实际电导测量信号与 IC3a 电流电路输入端相连，经 IC3a 和 IC3c 整流放大作用，结果信号（CICN 和 CICP）经乘法器及 A/D 转换器进入 CPU“D”。

记录参数“Logging Parameters”可以通过查看 SRI（13）和 SRI（15），分别记录电导值及补偿温度。

（5）AK100 电导“B”测量电路

电导 B 测量原理基本上与电导“A”相同，如图 5-33、5-34 所示。

但电导池“B”含有 7 个碳环，6 个用于测量电导率，一个用于接地。电导池可能分为两部分：一部分用于调节碳酸氢盐透析液的 B 液浓度或醋酸透析液浓度，另一部分用于监察。两部分中各有一个碳环用作“发射”用途，发射 1kHz 正弦信号，如图 5-34 所示。

电导池“B”上的温度传感器同样具有电导计算时的温度补偿作用，但也能反

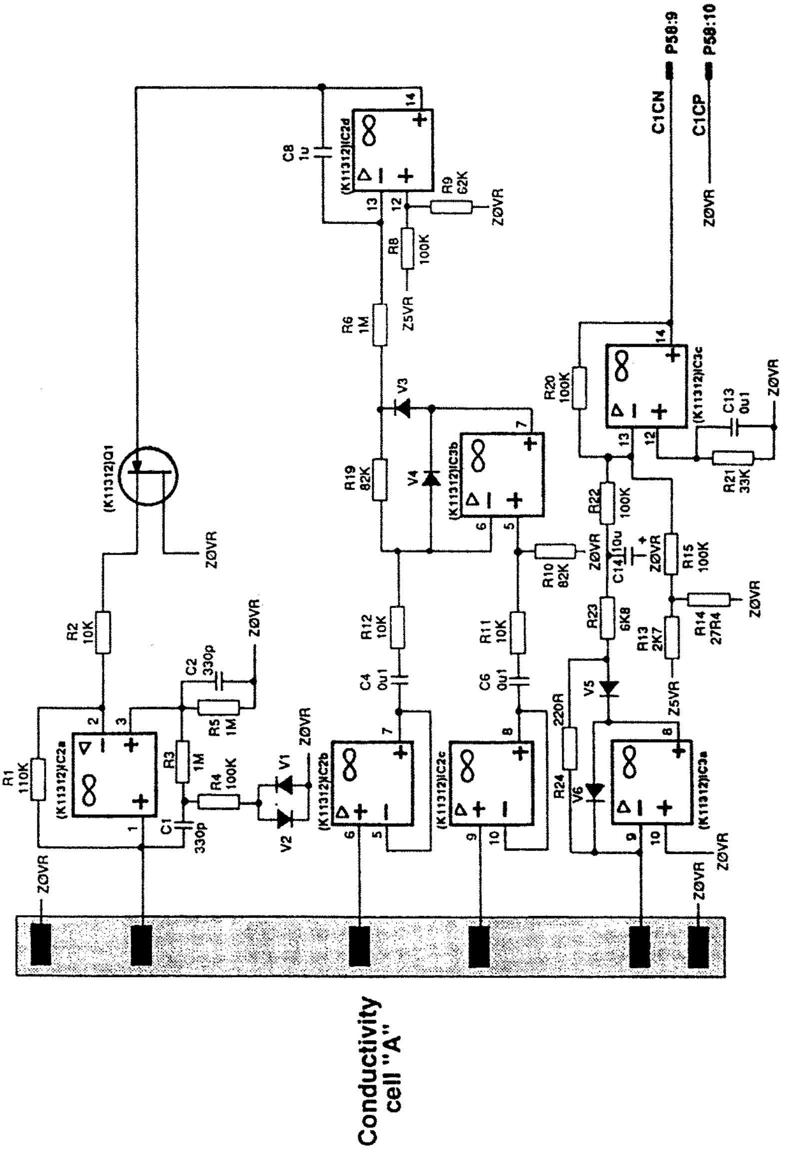


图 5－32　电导 A 测量电路图

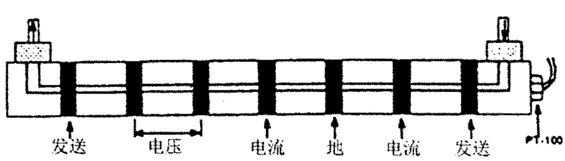


图 5－33 电导池 B

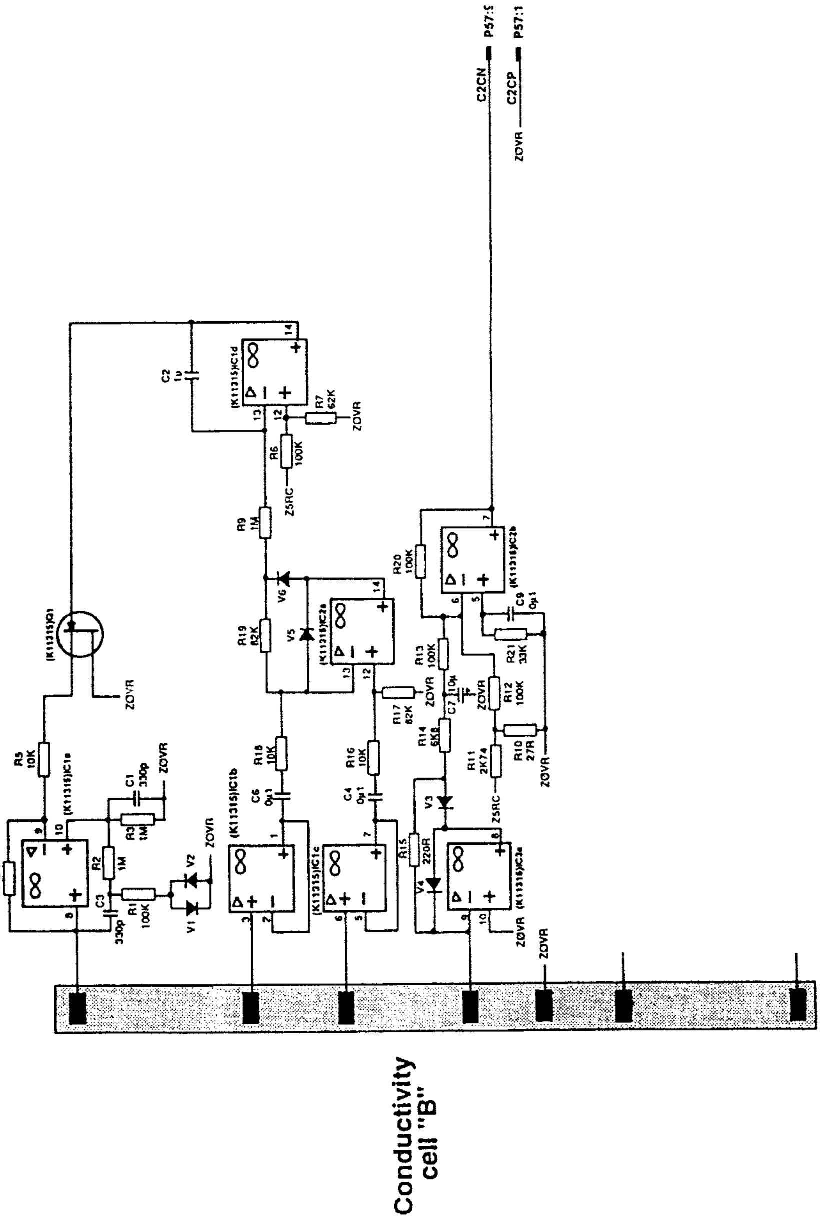


图 5－34　电导 B 测量电路图

映透析液温度并用作检测。

记录参数，可以通过查看 SRI（13）查看电导实际值，SRI（11）查看电导测量值，SRI（16）查看温度补偿值。

4.AK100 超滤系统

超滤系统包括带有两个流量通道的测量池（图 5－35），一个电磁线圈，一块驱

动电路板和一块放大电路板，从这些电路板上送出的信号均直接进入 CPU 主电路板计算流量及超滤率。

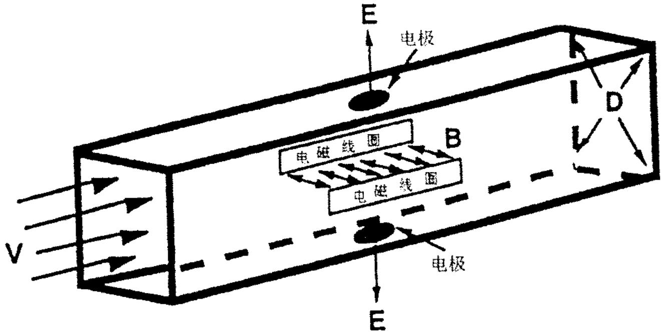


图 5－35　测量池

V. 液流　B. 磁场　D. 通道面积　E. 输出电压

（1）AK100 超滤测量池原理超滤测量系统是用来控制和测量病人脱水量的装置。

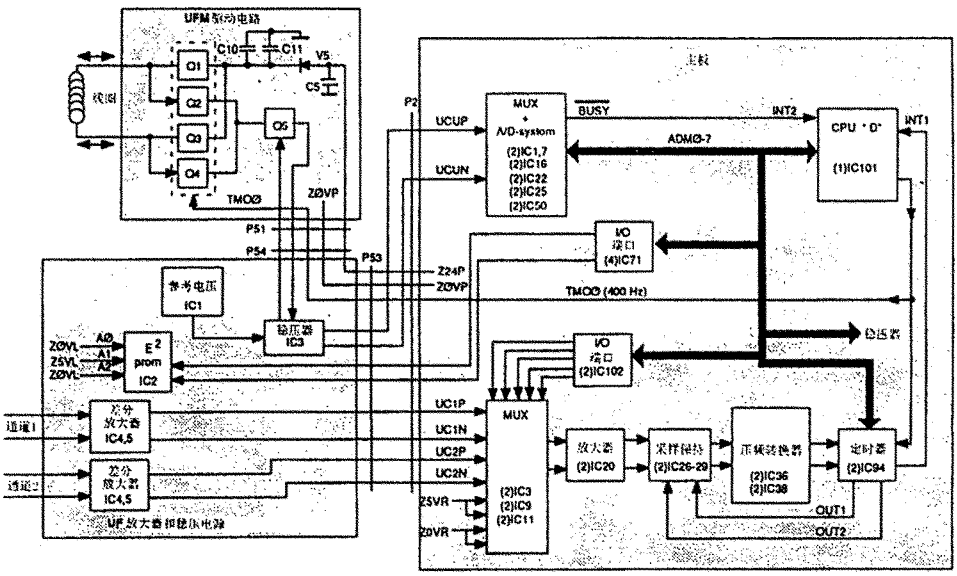


图 5－36　AK100 超滤测量原理框图

流量输入泵产生负压，直到完成设定的脱水量，而通道 2 和通道 1 在治疗时间内流量不同，才会有脱水。设定了脱水量，即设定了通道 2 和通道 1 间的恒定差值，机器按此差值完成超滤工作，达到治疗目的。

（2）技术描述

测量池是非常敏感、精密的，一定要小心处理。它包括两个流量通道，一个在透析器前，一个在透析器后，测量出两个通道的流量再相减，差值即为超滤率（UF

- RATE)。

两个流量通道由不导电物质制成并且两者并行放置在电磁场中（图 5 - 36）。

液体不断流经磁场，液体中的离子切割磁力线，产生一个输出电压，输出电压与流速成正比。在每一个通道中，此电压被与磁力线成 90°的两个电极测量出来，输出信号约为 1μV（ml/min 流量）。

如透析液流量为 500ml/min，则输出信号大约为 500μV。

磁场频率大约为 400Hz，由 CPU“D”产生。

5. 温度

在加热槽利电导池 B 中温度传感器（PT - 100）的信号由 CPU A 处理，控制温度。电导池上的温度测量电路也用来对电导测量系统作补偿之用，如图 5 - 37 所示。

加热槽中温度显示在控制面板的条形显示窗口内，电导池 B 的温度显示在保护系统中（保护系统控制信息窗）。

AK100 的温度报警限度显示是可调的，当温度失控时，CPU C 负责控制安全继电器从而断开加热电源。

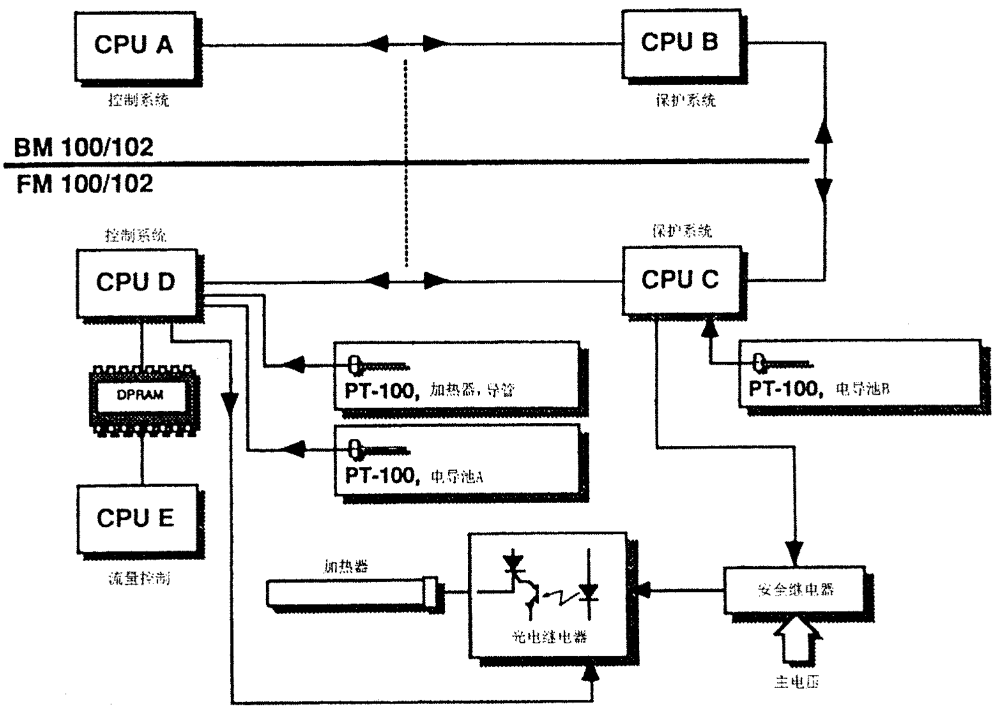


图 5 - 37　温度测量原理框图

6. AK100 预充探测器

AK100 预充探测器用来探测以下两种情况的任一种，其原理如图 5 - 38 所示。

①预充探测器中无管路。

②探测器中管路已充满血液。

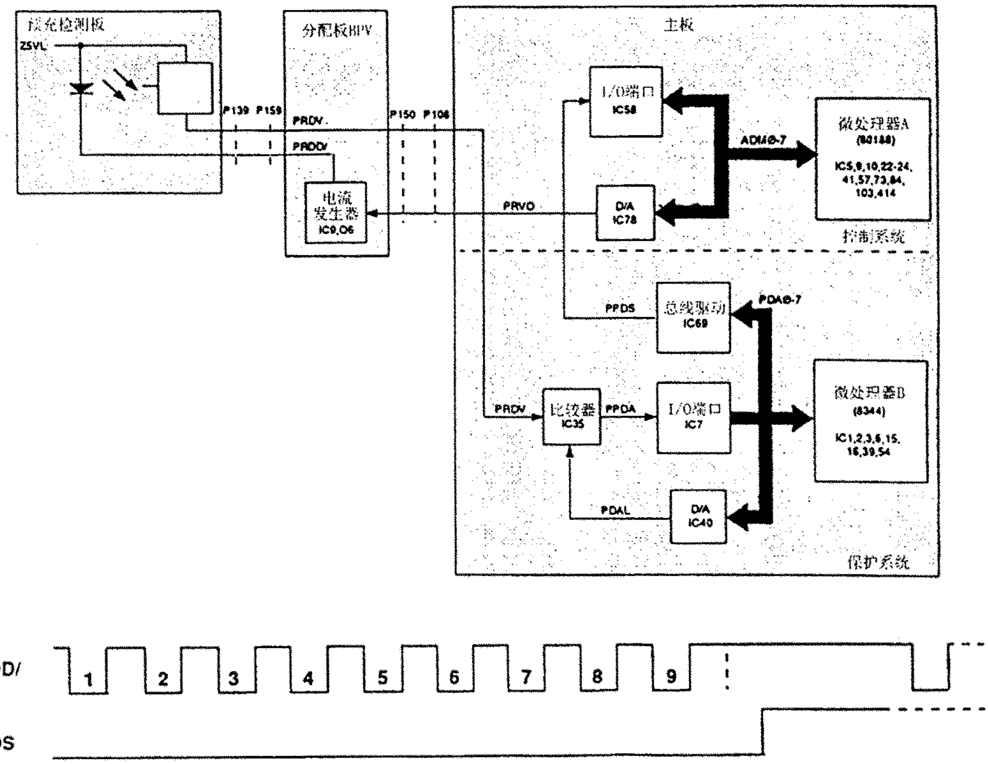


图 5－38　预充探测器电路原理框图

在情况 1 中，血泵不能开启，如启动 PRIMING 键，血泵只能开启一段时间（或一定容量）。如有血被探测到，则预充探测器的保护功能启动，并且可以开始治疗。预充探测器包括一个 LED 和光敏晶体管，只有信号 PRDD 为低电位，LED 即保持常亮。

通过 LED 的电流受 CPU“A”（80188）控制，此控制要经 D/A 转换器的 IC78 发山 PRVO 信号，再通过电流发生器 IC9 利 Q6 实现。

每当第 10 个脉冲被删除，即 LED 会在短时间亮起。在这个时间内比较器感受来自光电晶体管的信号，由 PDAL 决定变化信号电平。如 PRDV 与 PDAL 比较，PRDV 止于 PDAL，则输出信号为“低”（逻辑 0）。通过 D/A 转换器 IC40 就获得一个新的变化电平，然后进行新的一轮比较和产生 PPDA 信号。

通常，CPU“B”（8433）接收两个信号：比较器 1 和比较器 2，以使 CPU B 作出判断，如在两个变化电平比较器都能启动，则表明预充探测器是空的；如第一个电平比较器启动而第二个电平比较器没有启动，表示血液环路管放入预冲探测器；如比较器在变化电平未能启动，则表明血液环路管中已有血液。

CPU“B”每次探测到一个省略脉冲（MITTED PULSE）（每 10 个脉冲一次），就送给 CPU“A”一个同步信号 PPDS（图 5－39）。PPDS 信号通知 CPU“A”，CPU“B”功能正常。同样 CPU“B”探测到一个省略脉冲，以检测 CPU“A”。

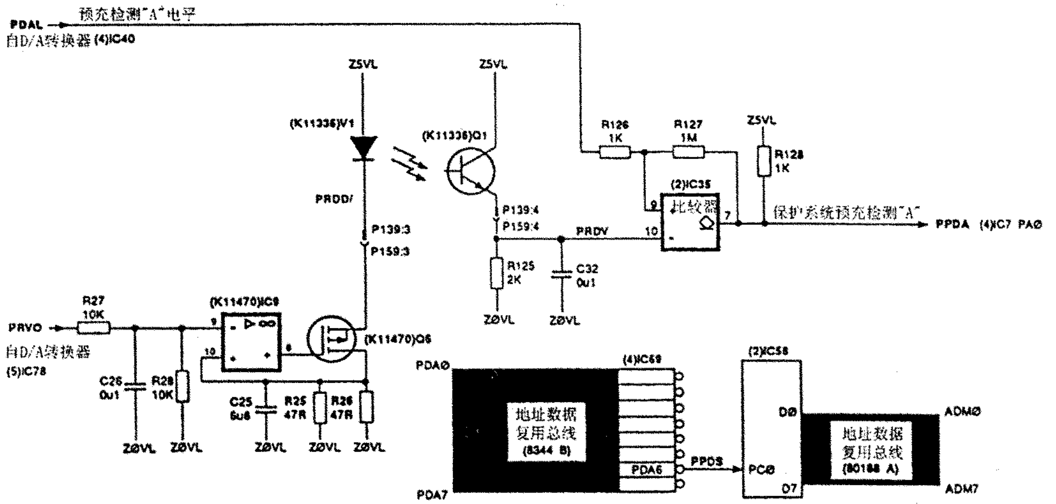


图 5－39　预充探测器电路图

晶体管的电流取决于光束的强度，并在电阻 R125 上产生压降（PRDV）。此压降 PRDV 与来自于 IC40 的另外的信号值 PDAL 比较，两个值的极性使比较器输出“低”或“高”电平。CPU“B”读取此电平。

这可以通过改变模拟信号 PDAL，看 PPDA 的情况。CPU“B”接收两个信号：比较器 1 和比较器 2，在两个变化电平，PPDA 均有改变，则表示预充探测器是空的，如有变化电平，PPDA 无改变，说明已有血。

7.AK100 气泡监测器

气泡监测器的作用是当回输血中含气泡时，停上下血泵，关上血液环路夹子并报警。当静脉滴注室液面过低时亦会报警，在预充（PRIMING）状态，气泡检测（AIRDETECT）键亮着，但并不报警，其原理如图 5－40 所示。

CLK2（2MHz）与 TM0 中（10Hz）一起输入发射晶体射控制逻辑。

发射晶体被有规律的时间（100ms）间隔，输以 5 次时钟脉冲（频率 2MHz，振幅 12V），脉冲期间发射晶体发出超声频率振荡。

而 CPU“A”的脉冲为 9 个长脉冲和一个“短”脉冲，短脉冲模拟了一个气泡，使接收方收到信号“引起”报警，但这属于血液监测器本身的自检，不会触发报警。检测器电路如图 5－41 所示。

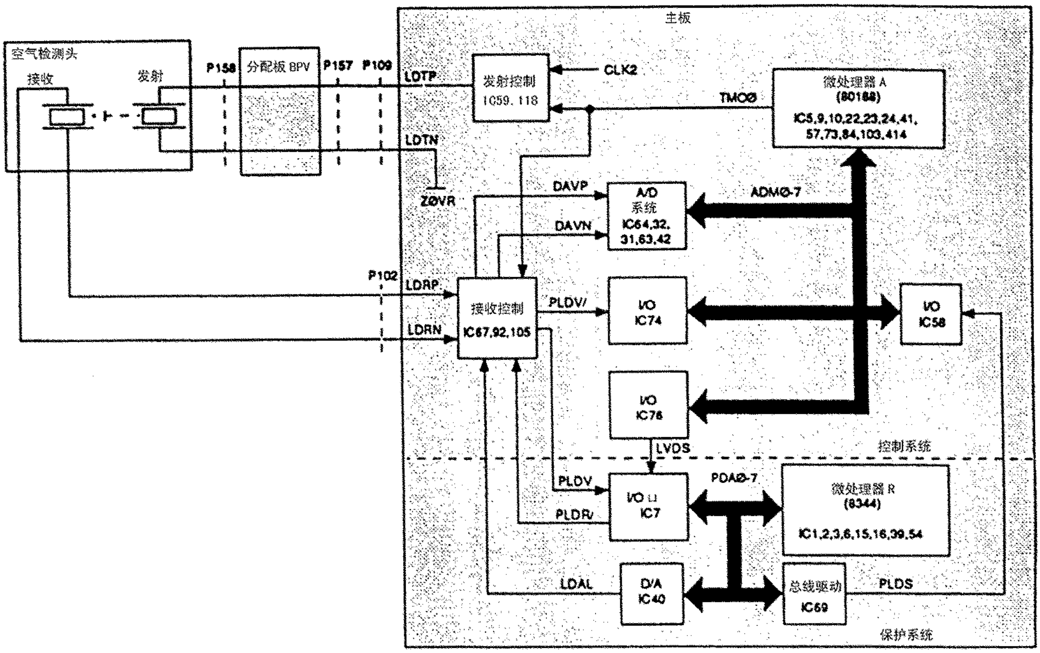


图 5 – 40　**气泡监测器电路原理框图**

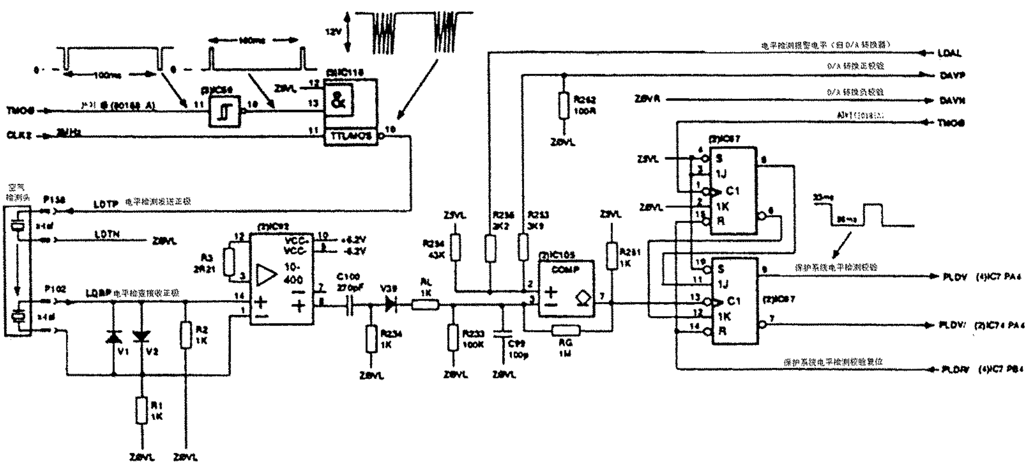


图 5 – 41　**气泡监测器电路图**

第五节　血液透析机的故障与维修

血液透析机的类型很多，随质量不同，其发生故障频率与维修方法各不相同。常见故障有管路系统和控制电路系统两大类。故障的检查和维修有两种形式，一是高档血液透析机在自检程序引导下进行；二是普通血液透析机不具备自检功能，它的故障检查和维修就要靠维修人员依据故障现象做出正确的判断，再进行针对性的维修。

一、AK100 的维修

AK100 血液透析机的维修可在自检程序引导下进行。依据自检程序提供的错误代码，查阅仪器的维修手册，便可按手册提供的方法进行维修。AK100 的维修可按一般性能检测、软件应用、阅读错误代码、常数调校 4 步进行。

（一）一般性能检测

1. 使用故障诊断框图

机器备有一份故障诊断框图（Problem Determination Charts PDC）（图 5－42），根据此框图，可以判断出问题的范围，再根据提示，更换零件、调校参数或检查机器自检过程等。

电源是故障诊断框图引出的首先要检查的部件，在电源正常的情况下，然后对 3 种报警状态的检查。

技术报警：如机器某功能失效，技术错误指示灯会快速闪动。

操作向导：当操作者需要做某些操作时，相应的键会慢闪。

提示报警：当漏血或空气漏气发生时，会有蜂鸣器报警，消单元键闪动，相应的报警键保持常亮。

2. 电源故障诊断框图

当接通电源开关时，电源指示灯不亮，说明电源有故障。电源故障的检查应从电源故障诊断框图开始。电源故障诊断框图如图 5－43 所示。

AK100 各部分的电源连接示意图如图 5－44 所示。

3. 功能白检

ON/OFF 键压亮后，即开始功能自检，如图 5－45 所示。血液监视器将检查以下部分：CPU、RAM、PROM、时钟定时器、CPU B 就绪、技术报警灯、键盘、设置旋钮和血流量旋钮、通讯、静脉夹、动脉夹、静脉泵、动脉泵、电池、按键、条码背景灯、信息显示背景灯、蜂鸣器、条码、信息、零点静脉压、系统压力零点、动脉压力

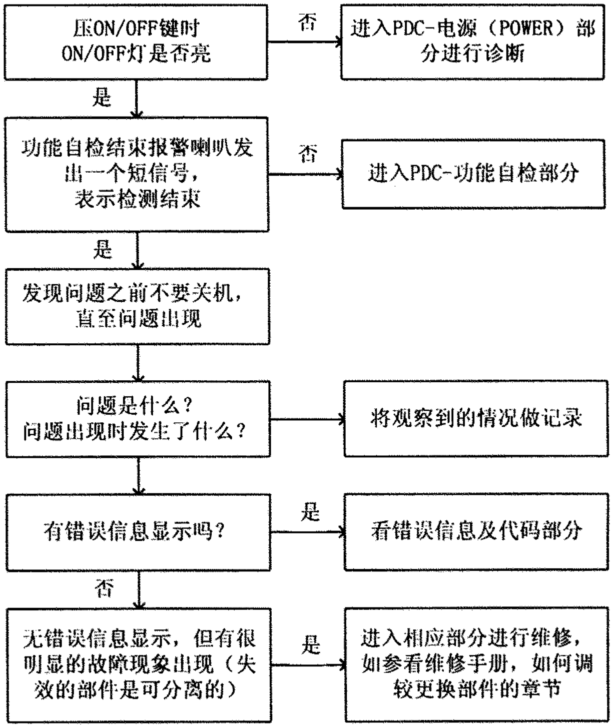


图 5－42　PDC 开始流程图

零点。液体监视器检查以下部分：CPU、RAM、PROM、定时器、安全总线、阀、风扇电机、搅拌泵电机、除气电机、DIVA 阀漏气、压力传感器一致性、KACO 继电器、温度传感器一致性、电导。在自检时透析器接头必须放在机器安全旁路接头上。

（二）关于 LOGGING 的使用

AK100 备有较强大的软件功能，通过 LOGGING 的使用可以查看机内参数，如电磁阀的开关，电机电流值等，并可查阅错误代码，这些功能对于维修使用者有很大的帮助。

操作者同时按下显示屏下 3 个选择键，显示屏将显示以下信息，进入 LOGGING，如图 5－46 所示。

我们在附图中可看到在各图附近都有一参数编号，如在电导测量池 A 的温度测试测量标志下有 SRI（15）。当我们在 FIELD 中选择“0”，在 ARRAY 下选择“SRI”，在 INDEX 下选择“15”后退回至

```
INTERNAL LOGGING SELECTION
            Display  Set-up A   Set-up M
```

选 Display 就可在显示屏中 Field 0 位置看到电导块件 A 上的温度值。查看其他参数的方法类似。

选择 LOGGING 将显示以下信息。

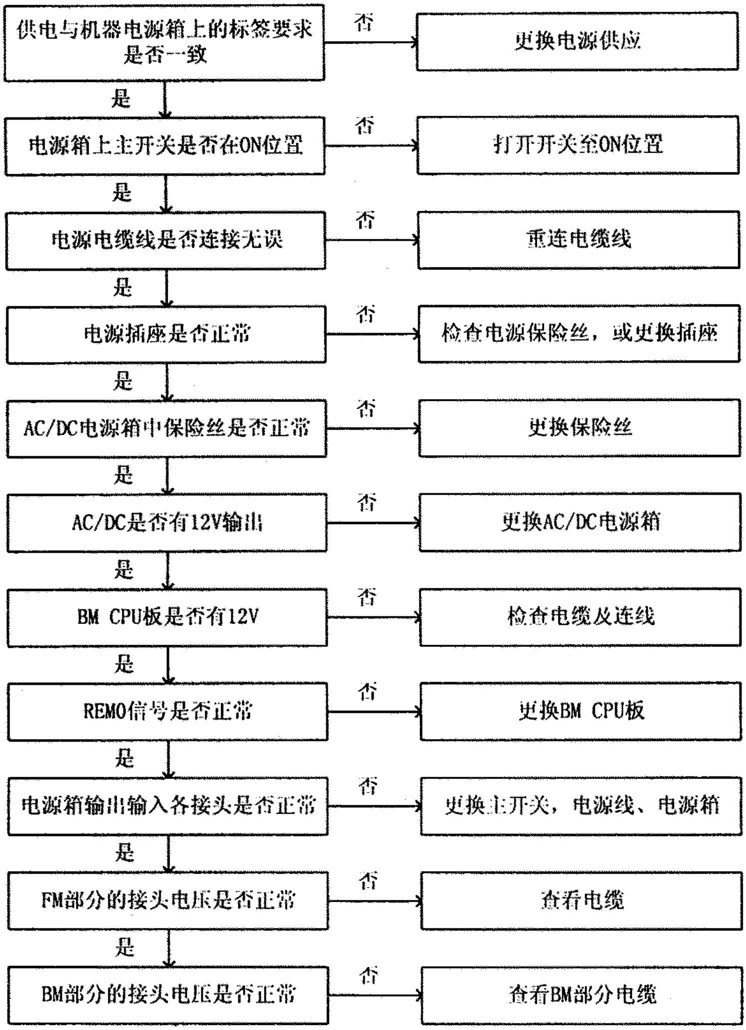


图 5－43　PDC－电源流程图

（三）阅读错误代码

1. 错误信息的分类

错误信息在 AK100 中可以分为 3 个等级（依据是否可以重开机解决的可能性划分）。

第一为非条件性技术故障（Unconditiongal Technical Error）：

此类故障不能通过重开机等方法解决，因此类故障发生时继续工作不能保证病人的安全。这可能是因为硬件故障引起的。

第二为条件性技术故障（Conditional Techmical Error）：

当故障发生时，如操作者根据机器提示作出相应的动作或确认此错误代码后，

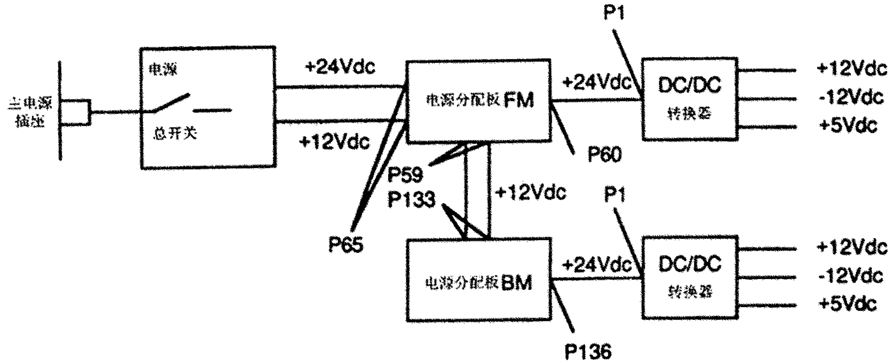


图 5－44　电源连接图

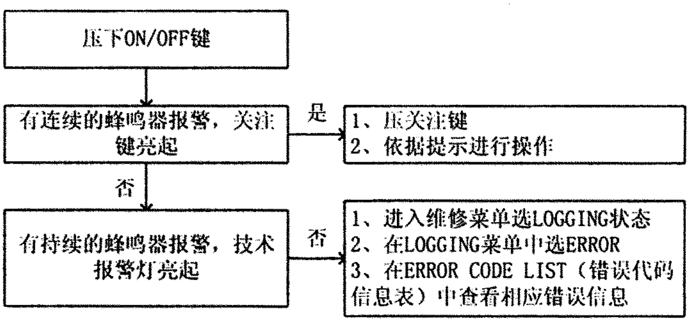


图 5－45　功能自检流程

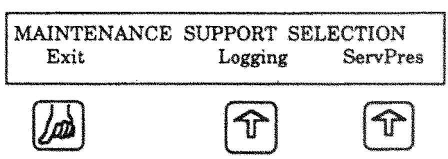


图 5－46　进入 LOGGING

治疗可以继续进行。这类错误代码前标有“／”符号，或在错误代码下写明为非条件性技术故障，如“/FCN5.02002”。

第三为可恢复性技术故障，可通过数次重开机解决，如无效，则出现前面两种技术代码。此种错误代码前标有“ * ”标志，如“FCN 8.0902”。

错误代码后可以缀有［F、T、O、S］等字母：

F——表示错误代码在功能自检过程中发生

T——表示代码在治疗期间发生

D——表示代码在冲洗或消毒期间发生

S——表示代码在维修状态发生

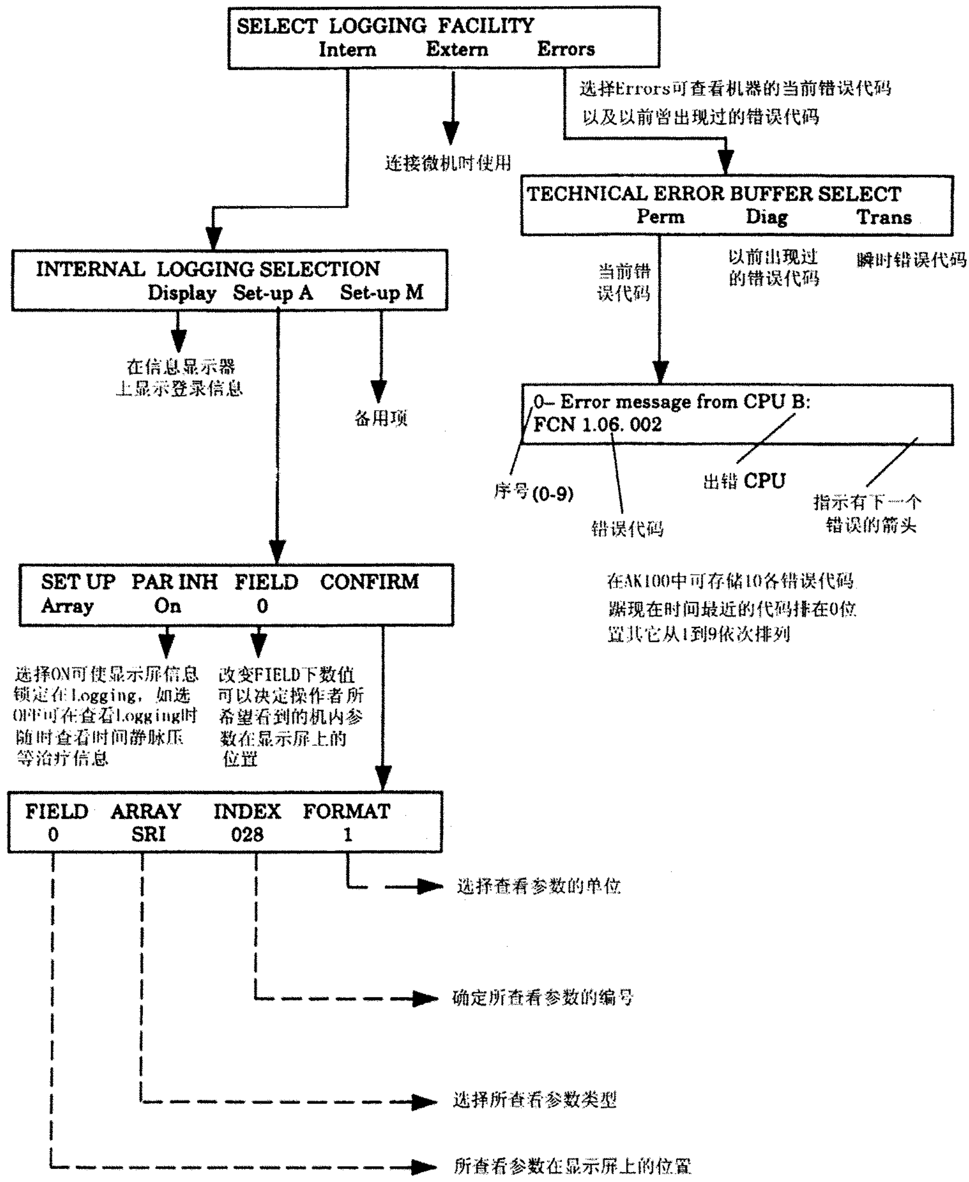


图 5－47 LOGGING 操作步骤

2. **查看方法**

进入 LOGGING **菜单，选择** ERROR **项，即可在显示屏上观看错误代码。**

（四）常见参数调校

①**调校前准备工作。**

②A/D **转换器** FM（CPUD）。

③A/D 转换器 FM（CPUE）。

④A/D 转换器 FM 500（CPUC）。

⑤高压保护传感器调校。

⑥漏血探测器调校。

⑦加热槽中正常水位。让 AK100 在旁路状态下运转：除去加热槽里的搅拌器；通过调节加热槽内的螺丝来调节进水浮漂；机器正常操作过程中合适的水位是比水槽一半高度再高出 1cm 处，如图 5－48 所示。

⑧BMA/D 转换器，5000h（CPUA）。

⑨空气探测器的调校。

⑩预充探测器的调校。

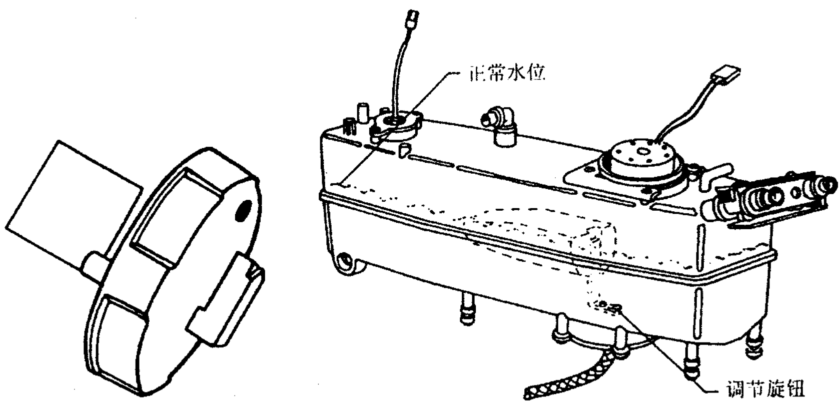


图 5－48　加热槽水位调校

（五）使用 XL－LOGGING

AK100 如连接 PC 机，则可以直接读取机内各种参数值或图表，这叫做 XL－LOGGING（EXTERNAL LOGGING）。为此，需要 PC 机一部，CCM100（接口电路）一个，及 XL 软件程序。将扁平电缆插入 AK100P64 接口，另一端插入 CCM100 的“AK1001N”接口，完成 AK100 与 CCM100 的连接：用电缆线连接 CCM100 的“CH2”接口和 PC 机上的 RS－232 接口，完成 CCM100 与 PC 的连接，如图 5－49 所示。

二、普通血液透析机的常见故障与维修

普通血液透析机的故障随机器类型不同以及检测方法也不同，具体的维修方法差别也比较大。

1. 不能开机（tr－321ex 血液透析机）

分析检修：如果机器在以前曾多次出现过无规律停电报警现象，每次出现停电

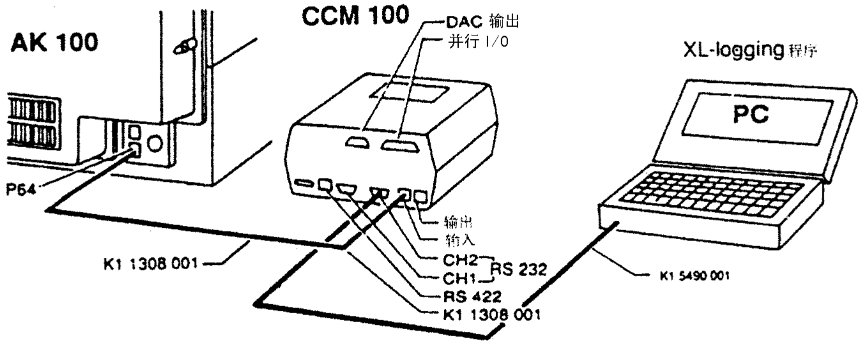


图 5－49　XL—LOGGING 连接图

报警时，应将机器关机后再开机，有时又可恢复正常工作，有时仍开不了机，从现象上分析屈机器内部接触不良，而现在是完全开不了机，故障显然已经彻底出现。观察机器后面板有 100V 各个交流输出插口，先查该插口无电压，查 220V 电源插座，电压正常，4A 保险丝完好。打开机器后面板，发现有一处烧焦塑料气味，经仔细检查，由漏电保护器发出，用手触摸烫子，将其卸下，发现其一压线孔处已烧焦。该漏电保护器系松下电工株式会社产品，型号为田日一 15－22，用国产 15A 漏电保护器应急代用，故障排除，至今使用半年多，也没有出现无规律停机现象。

结论：该机为保证病人透析期间人身安全，避免触电危险，特设有漏电保护功能。漏电保护器压线接口处压线不紧，出现松动，从而出现无规律停机，工作时间一长（每次连续使用 5h 以上），加之该机功耗较大，从而造成压线松动处发热，最终烧毁。

2. 电导率高而报警（tr－32lex. 血液透析机）

分析检修：首先把机器上面板打开，调整 10/MAIN 电路板上 DSl 原液注入量微调旋钮，不起作用，实测电导率为 27.5，正常应为 13.5 左右；查原液泵 113 在第二电导率级，醋酸注入量为 14.5ml/min，正常。后怀疑水路有堵塞现象，先用 10% 盐酸进行酸洗后，开机故障依旧，查流体泵 106，拆开发现内有黑色絮状物，再仔细观察与之相连的管路部分，其内壁亦有黑色絮状物附着，为彻底清理，笔者将管路号及连接方式一一记录后，分别拆下冲洗，之后再拆供水器 100，打开发现其过滤网更脏，内附一块黑色絮状物，后将水箱 103、容量室 115A、115B、气泡分离器 129、加热器 105 一一打开，情形亦如此，分别对他们进行清洗后装机，机器恢复正常工作。注意，在拆加热器 105 时，应特别小心控制温度他们热敏开关 105 因其两端插口很紧，笔者就因为不小心而用力过猛将之拔碎，其型号为 EPS80，不得已而用国产 80C 温控开关代用。

结论：我院共有该机两台，数量少，没有配反渗机，供机器用水采用蒸馏水，其储水桶用不锈钢板制成，由于储水桶密封不严，造成灰尘散落水中而入机器，时

间长了，引起机器内部堵塞，为解决这一问题，我们在水泵后加一滤芯以对水进行过滤。

3. 按下透析/冲洗功能选择键后不能进入透析状态（COBECENTRY2RX 血液透析机）

分析：正常工作时按下透析开关由冲洗状态进入透析状态，经过几分钟，温度、电导率等参数达到要求后，机器自动由旁路进入透析状态，控制逻辑图如下：

检查时首先看超滤开关是否在闭合装态，旁路开关闭合与否，如果这两个开关在正确位置电导率、温度上下限均未报警，这时为了缩小范围，人为地按下 UFR 开关，打开下门，仔细听四通阀是否得电吸合，经查四通阀动作，说明与门以及驱动电路，四通阀完好，这时就可继续查辅助旁路开关止否闭合；冲洗开关利血透开关是否失灵损坏，可用万川表仔细查按下开关前后各对应两触点是否相应通断，儿组触点完全正常后，再查电导率、温度是否真的不正常，用电导率表测止常与否，经查本故障是冲洗透析开关的一组开关触点无论是否按下，电阻均为无穷大，可断定是它的问题，因此更换一开关后，完好。更换开关时，由于 8 根线要分别加以标注，以免搞乱各点的连接。

总结：对于逻辑控制电路，首先认真分析电路，并画出逻辑控制图。然后用排除法逐步缩小维修范围直到找到故障点。

4. 血泵不转，其他一切正常（COBECENTRY2RX 血液透析机）

分析：已进入透析状态，电导率、温度均正常，但是血泵不转，故障可能在血泵控制驱动电路。首先应判定是逻辑板的控制信号故障还是后级驱动电路故障，用数字万用表测 J4 板 10 测试点，按下旁路指令看血泵通逻辑信号 TP10 测试点是否有变化，如有变化说明 J3 板（逻辑板）正常，这时查 J4 板的血泵驱动电路。根据经验，由于血泵的启动电流大，后级驱动大功率三极管易坏，测驱动管 be 结断，用 BUV22 型三级管代替原管试机完好。

5. 脱水不够，负压低（COBECENTRY2RX 血液透析机）

分析：本机是通过控制透析液的负压来控制透析中的脱水量，实际负压低必然导致脱水量小，这种情况是机器常见故障。主要原因有以下几点：

（1）负压控制器坏或漏气。

（2）左侧泵定子老化。

（3）负压系统有漏气的地方。

检查负压时用电导率表的气压接管接在模拟透析器上，测量在 -200MMHG 的位置时实际负压只有 -130MMHG，如果负压差值不太大的话，可以将负压调整旋钮提高到 300MMHG 时看负压是否也按比例增高。说明负压系统不漏气，可能是定子老化所至，更换输送泵左侧定子然后重新校正负压调整器即可。

6. 血液透析液系统流量低的分析及解决方法

（1）水过滤器出现堵塞

原因分析：

①水源质量差，含钙镁离子高。

②反渗水处理系统比较简陋。

③未能定期清理过滤器的堵塞。

处理方法：取出压力变换器的过滤屏障，在干净的软化水喷头下面进行加压冲洗。然后恢复工作。

（2）流量阀与流量泵之间的流量节流口堵塞

原因分析：

①过滤器破损。

②过滤器位置颠倒。

③维修检查过程中不慎有微小颗粒进入透析管道，堵塞节流口。

处理方法：首先检查过滤器，然后卸掉节流三通，用软化水高压冲洗，注意在冲洗过程中不要让小节流口顺水流入自来水管道，节流口与三通并非一体。

（3）流量泵内齿轮系统出现打滑，即齿轮与泵的电机退耦。

这种情况就必需更换齿轮组泵的磁石。在更换过程中应注意，要用固定扭力螺丝刀，定位器和小形的内六角板手，否则更糟。

（4）流量泵马达速度不稳，时有停机现象

此时可能流量泵马达的碳刷耗损，造成 24V 电压时而加不到绕组去。

解决方法是更换马达或碳刷。

（5）旁通阀不能完全关闭

此时透析液有部分通过旁通阀直接经漏血探测器，负压泵流出。

解决方法：将容量瓶接在排水口上，一分钟后观察其容量瓶若在 450～550 范围之内，透析液从旁通阀流走，旁通阀关闭不够。

解决方法：用手推动电磁阀，然后重复开关数次然后在开机状态下，若流量表指示正常，故障排除；反之，必须更换旁通阀。

7. 静脉管路经常被卡死故障（美国 BATER – SPS – 450 血液透析机）

故障现象：故障透析过程中，静脉管路经常发生被卡死现象，无法进行正常透析。

检修与分析：静脉管路被卡死一般是由于空气探测器（即静脉壶）中有空气或泡沫，产生报警信号。在几次被卡死静脉管路的过程中并没有发现静脉壶中有空气泡沫，看来故障应发生在空气检测电路中，检测发现泡沫检测器旁路指示灯经常处于暗亮状态，泡沫测器旁路开关不灵活，似接触不良，拆开开关发现触点锈渍斑斑，更换一新开关后，工作正常。分析原因，由于泡沫测器旁路开关在前面板处，在病人上机过程中，常有液体浸入开关内，使开关接触不良，造成上述故障。

8. 低电导率警故障检修（美国 BATER – SPS – 450 血液透析机）

故障现象在透析过程中，经常出现低电导报警，用透析液检测仪 DM – 352 检测

电导率，发现检测指针在 0～ －5 之间来回摆动，在指针摆动超出 －5 后出现低电导率报警，透析机停上止透析。

检修与分析：血透机出现电导率报警故障，首先应检查透析液浓度配制比例是否正常，其次应检查浓缩液管路及过滤器处有无堵塞利漏气现象，经检查透析浓缩液配比在正常范围内，且管路无堵塞和充气现象。后发现随比例泵左右滑动，电导率表指针也来回摆动，怀疑比例泵内有问题，拆开比例泵检查发现，比例泵内配比滑块上方有微槽状磨损痕迹，配比滑块用细沙布磨平，装机后故障消失，工作正常。分析原因：透析液中难免有微粒杂质浸入，将滑块平面磨损，因软质水压力高于浓缩透析液，软质水从磨损处浸入浓缩液槽，造成透析液配比浓度降低，发生低电导率报警故障。

9. 跨膜压力表调不上去，且不稳定（美国 BATER－SPS－450 血液透析机）

故障现象：调跨膜压力调整旋钮，TMP 表指示最高在 320 处，且不稳定。

检修与分析：跨膜压力与病人的动静脉压力和透析压力有关，在动静脉压力稳定的情况下，只与透析液压力有关，透析液压力与进水压力和产生透析压的负压泵有关。

首先检测动静脉压力骨路有否漏气和堵塞现象，经检查正常。其次检测进水压力和进水流量是否正常，进水压力无报警现象，进水流量 500ml/min，且流量稳定。最后确定产生负压力的负压泵有故障嫌疑。拆开负压泵发现一对咬合齿轮有磨损，轴承缝隙较大，齿轮咬合不严密故产生负压吸引减小，且稳定性下降。更换一对新齿轮，按技术要求装配奸后，故障消失，跨膜力调节正常。

10. BAXTER550 机自检能通过，机器开机足够时间后，仍是低温报警。

故障分析：出现此故障的可能

①电加热器损坏。

②电加热器没有供电电压。

③温度传感器故障。

我们进一步分析，若是前两种，水路中的水温应和机外水温一样，摸机上的水路管，不会有暖和的感觉，若出现第 3 种情况，则恰好相反。

故障排除：用手摸一下机上的水路，感知一下水温，开机足够时间，发现水是凉的，关机拔掉电源后用万用表测加热器的电阻，阻值正常，证明加热器是好的，再开机查加热器的输入电压，发现没有，查前面温度控制及外围元件，参照 BATER550 操作手册中的 157－1235－918－E，用万用表查出 R10 的阻值为 6 兆欧，已损坏，正常值为 5 千欧，再杳其周围元件及电压参数，出现无故障，更换此电阻，试机正常；另一种情况是水温正常，用温度计测量水温，水温正常，应考虑温度传感器故障，取出温度传感器，观察发现温度传感器中水银柱断线，中间有一段气泡，在没有现成的同样的传感器换的情况下，可用近 100℃左右的开水浸泡一段时间让水银柱膨胀连接起来，再让其冷却，连接好后装入试机，恢复正常。

第六章　血液分析仪器

血液是维持人体正常生理活动的重要物质，常被称为“生命之河”。机体生理和病理的变化，一定会引起血液组分（如血细胞、凝血因子等）和其物理性状（如血液粘滞性、细胞变形能力等）的改变。及时发现这些变化，可作为临床医师诊断、治疗、疗效判断、预后估计的重要依据。血液分析仪器就是了解这些变化最常用的分析仪器，它包括血细胞分析仪、自动血凝分析仪、血液流变学分析仪等。

本章着重介绍血细胞分析仪、自动血凝仪、常用的血液流变学分析仪器，血液粘度计和红细胞变形测定仪等仪器的基本原理、基本结构、常见故障及维护等内容。

第一节　血细胞分析仪

血细胞分析仪（blood cell analyzer，BCA）是指对一定体积全血内血细胞异质性进行自动分析的常规检验仪器。

20 世纪 40 年代末，美国库尔特（W. H. Coulter）发明了电阻抗法微粒子技术计数的设计专利，并于 1953 年研制出了世界上第一台 BCA 运用于临床检验中。这类仪器为一个检测通道，仅能进行红细胞、白细胞计数，称之为血细胞自动计数仪（automated blood cellcounter，ABCC）。在此之后，历经了几十年的不断更新换代，到 20 世纪 80 年代，双检测通道，多参数 BCA 相继研制成功，增加了红细胞体积分布宽度、血小板比容及平均体积、白细胞分类计数等参数；白细胞分类两分群、三分群、五分群的 BCA 也先后投入临床应用。20 世纪 90 年代以来，多功能，多参数，多分类的 BCA 的出现，把临床血液学检验提高到了一个全新的水平。

一、血细胞分析仪分型

血细胞分析仪的种类很多。若按自动化程度可分为半自动血细胞分析仪、全自动血细胞分析仪和血细胞分析工作站、血细胞分析流水线；若按检测原理可分为电容型、光电型、激光型、电阻抗型、联合检测型、干式离心分层型和无创型；若按

对白细胞分类的水平分可分为二分群、三分群、五分群、五分群＋网织红 BCA。其中“五分群＋网织红 BCA”结构复杂、价格昂贵，属高档 BCA。

二、电阻抗法血细胞分析仪基本原理

电阻抗型血细胞分析仪是利用血细胞的电阻大于电解质溶液（稀释液）的电阻，细胞通过微孔时两电极之间的阻抗值增大，产生电压脉冲信号而进行血细胞计数和体积测定。国内血细胞分析仪产品均为电阻抗型。电阻抗型 BCA 的最大缺点是只能将白细胞按体积大小分为三个亚群，且分析精度差，易受各种因素的干扰。

（一）电阻抗法血细胞检测原理

血细胞与等渗的电解质溶液相比为相对的不良导体，其电阻值大于稀释液的电阻值；当血细胞通过检测器（transducer）（又称换能器或脉冲信号发生器）小孔管微孔的孔径感受区时，检测器内外电极之间的恒流源电路的电阻值瞬间增大，产生一个电压脉冲信号。脉冲信号数就等于通过的细胞数，脉冲信号幅度大小与细胞体积大小成正比。电阻抗型 BCA 以此进行红细胞、白细胞、血小板计数。（见图 6－1）

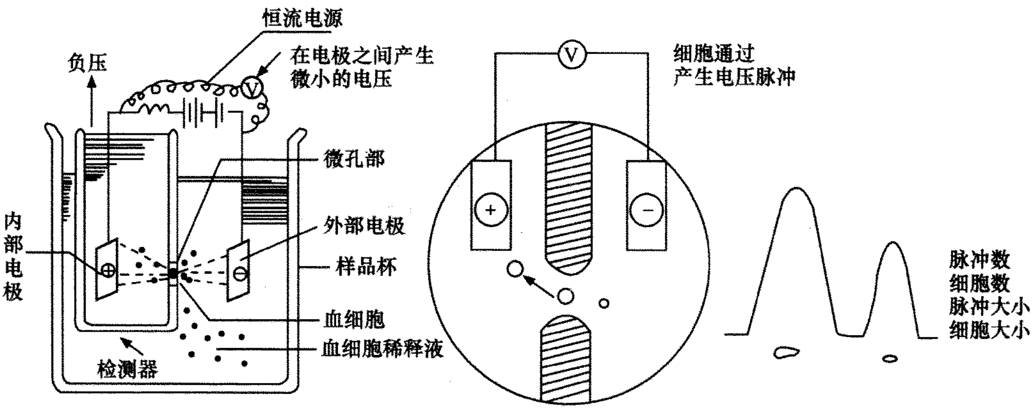


图 6－1　电阻抗法血细胞计数原理示意田

仪器操作时，位于小孔两侧的电极产生恒定电流。根据欧姆定律电压变化与电阻变化成正比。电阻值又同细胞体积成正比，血细胞体积越大，电压越高，在甄别器上的脉冲幅度就越大，各种大小不同细胞产生的脉冲信号分别送人仪器内电脑的各个通道（channel），经运算得出各种细胞参数。

由检测器产生的脉冲信号，经计算机处理后以体积直方图显示。横轴代表细胞体积大小（fl），纵轴代表一定体积相对细胞数（REL NO）。直方图可显示特定细胞群中的细胞体积和细胞分布情况。在进行血细胞分析时，白细胞和血红蛋白为一个检测通道，红细胞和血小板为一个检测通道，分别进行计数分析。

（二）白细胞检测

白细胞脉冲的大小是由它在被计数溶血液中体积的大小决定的，它不同于外周血液中的细胞形态。血细胞悬液加溶血剂后，红细胞被溶解，溶血作用压缩白细胞膜引起细胞质渗出，使细胞脱水，细胞膜皱缩，围绕在细胞核和细胞质颗粒周围。故白细胞体积大小是由胞体内有形物质的多少所决定的，仪器将白细胞体积从 30fl ~ 450fl（随仪器设计不同略有差异）分为 256 个通道，每个通道 1.64fl，微机依据体积大小分别将其放在不同的通道中，可得白细胞体积分布直方图。其中，第一群是小细胞区，主要是淋巴细胞，体积在 35fl ~ 90fl 之间；第二群是单个核细胞区，也称为中间细胞群（MID），体积在 90fl ~ 160fl，包括单核细胞、嗜酸性粒细胞、嗜碱性粒细胞、核象左移、原始或其他各阶段幼稚白细胞；第三群为大细胞区，主要是中性粒细胞，它分叶多，颗粒多，体积可大至 160fl 以上。由此可见，电阻法白细胞分类是较粗的筛选方法。

（三）红细胞和血小板的检测

红细胞和血小板共用一个小孔管，正常人红细胞体积和血小板体积间有一个明显界限，血小板计数准确、容易，如图 6 – 2 所示。当血细胞悬液中含有异常血细胞（如小红细胞）时，划分界限则不清楚，见图 6 – 3。为使血小板计数有较高的准确性，计算机对血小板和红细胞分布图自动进行判断，将血小板计数的上限阑值判定线放在红细胞和血小板分布图交叉部分的最低处计数，即浮动界标技术。

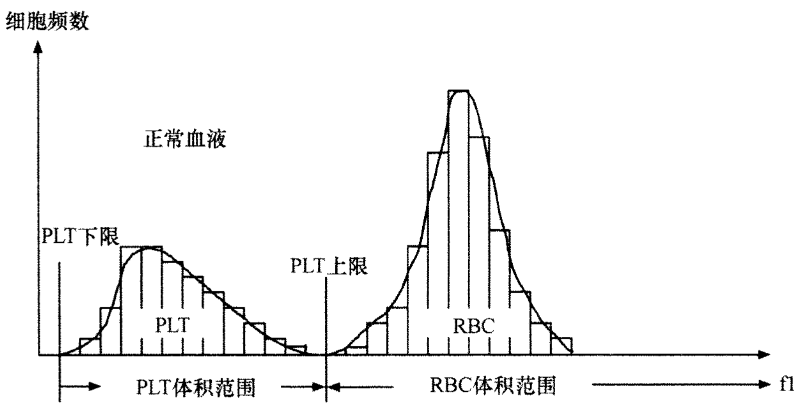


图 6 – 2　正常人血小板与红细胞分布界限示意图

三、联合检测型血细胞分析仪的检测原理

联合检测型 BCA 采用多种现代高科技技术，如利用电阻抗、激光、高频电磁波、流式细胞术和化学染色、特殊溶血剂等多方位联合检测同一个血细胞。此类仪

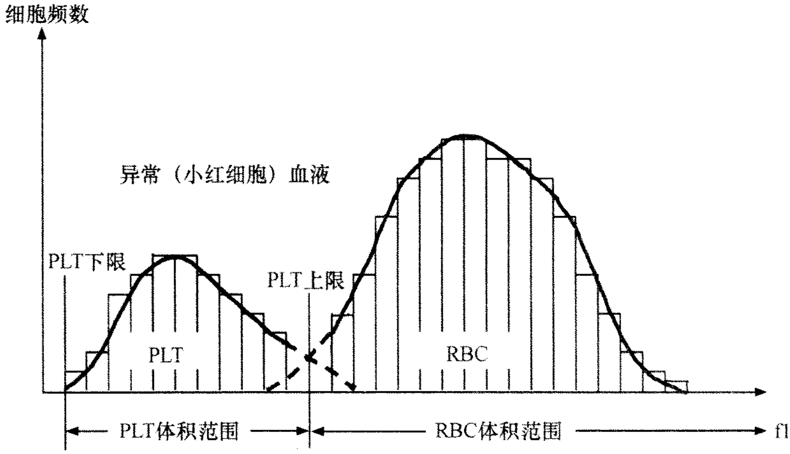


图 6－3　血小板与异常红细胞分布界艰示意田

器功能多，特异性强、速度快、获得参数多、对环境污染小。

联合检测型 BCA 主要体现在白细胞分类部分的改进，即联合激光、射频、化学染色等多项技术，综合分析一个细胞的实验数据，从而得出较为准确的白细胞“五分类”结果。

（一）容量、电导、光散射联合检测技术

容量、电导、光散射检测法又称 VCS（volume conductivity light scatter）技术。V 代表体积，采用电阻抗进行血细胞计数和体积测量。C 代表电导性，可据细胞壁产生高频电流的特性，采用高频电磁探针，测量细胞内部结构，细胞内核浆比例，质粒的大小和密度，从而区别体积完全相同而性质不同的两个细胞，如可将同体积大小的淋巴细胞和嗜碱性粒细胞鉴别开。S 代表光散射，对细胞颗粒的构型和颗粒质量有较强的鉴别能力，细胞内粗颗粒的光散射强度要比细颗粒更强，通过测定单个细胞的散射光强度，把粒细胞（中性粒细胞、嗜碱性粒细胞、嗜酸性粒细胞）区分开。见图 6－4。

使用 VCS 技术后，不同的细胞在细胞体积、表面特征、内部结构等方面完全一致的几率很小，加上系统配备的先进的处理软件综合分析三种检测方法的测定数据，在三维图像上将血细胞分开，同时可提示幼稚细胞、异型淋巴细胞等。该分析技术加用特殊试剂还可直接计数 CD_4 和 CD_8 淋巴细胞并计算出比率。

（二）电阻抗、射频与细胞化学联合检测技术

这类仪器通过 4 个不同的检测系统对血细胞进行分类和计数。

1. 嗜酸性粒细胞检测系统　血液进入仪器后，经分血器，血液与特殊的溶血剂混合，使除嗜酸性粒细胞以外的所有细胞被溶解或萎缩，含有完整的嗜酸性粒细胞悬液，通过检测器微孔时以电阻抗原理计数。

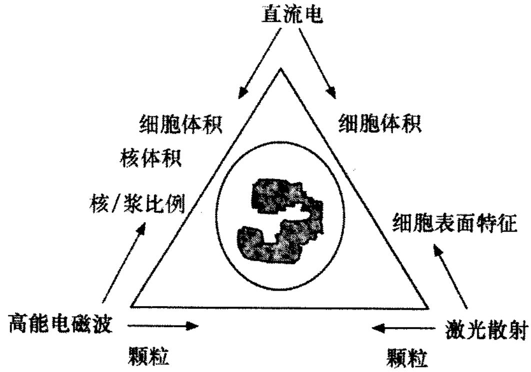


图 6-4　VCS 技术检测原理示意图

2. 嗜碱性粒细胞检测系统　用特殊的溶血剂，将嗜碱性粒细胞以外的其他细胞溶解，完整的嗜碱性粒细胞用电阻抗原理计数。

3. 淋巴、单核和粒细胞（中性、嗜碱性、嗜酸性）检测系统　采用电阻抗和射频联合检测。测定时使用较温和的溶血剂，使白细胞形态变化不大，在小孔内外有直流和高频两个发射器，小孔周围的直流电测定细胞的大小和数量，射频电测量核的大小和颗粒的多少。细胞通过小孔产生两个不同的脉冲信号，分别代表细胞的大小（DC）和核内颗粒的密度（RF），以 DC 为横坐标，RF 为纵坐标，将一个细胞定位于二维细胞散射图上，各类细胞 DC 及 RF 值不同，位于各自的散射区域。由于淋巴细胞和单核细胞及粒细胞的大小、细胞质含量、核形与密度均有较大差异，通过计算机处理可得出各类细胞比例。

4. 幼稚细胞检测系统　幼稚细胞膜上脂质比成熟细胞少，在细胞悬液中，加入硫化氨基酸，当加入溶血剂后幼稚细胞因结合较多硫化氨基酸而形态不受破坏，仪器通过电阻抗原理将其计数。

（三）多角度激光散射、电阻抗联合检测技术

仪器应用电阻抗原理计数白细胞总数或某一类细胞，各类仪器检测基本原理相同。采用多角度激光照射同一个白细胞，再测定其多个角度的散射光强度，将白细胞分类。由于细胞的大小、折射率、核形、核浆比率，以及颗粒的性质等，均可影响不同角度下测得的散射光强度，不同的白细胞在以上几个方面完全一致的可能性很小，计算机用特定程序综合分析同一个细胞在不同角度下的散射光强度，并将其定位于细胞图上，对正常血液中五种白细胞可进行较为准确的分类，并对异常样本的筛查也有较高的灵敏度。

多角度偏振光散射技术（multi - Angle polarized scatter separation）的 CD - 3500 BCA，通过以下四个角度测定散射光强度：①零度前向角光散射，粗略的测量细胞大小；②10 度狭角光散射，测定细胞结构及其复杂性的相对指征；③90 度垂直光散

射，主要对细胞内颗粒和细胞成分进行测量；④90度消偏振光散射，基于颗粒可以将垂直角度的偏振光消偏振的特性，把嗜酸性粒细胞从其他细胞中分离出来。

（四）光散射与细胞化学联合检测技术

应用激光散射与过氧化物酶染色技术对白细胞进行分类计数。仪器有血红蛋白测量、红细胞/血小板测量、嗜碱性粒细胞测量和过氧化物酶活性测量等四个通道。

白细胞分类原理　若细胞大小不同其散射光强度就有差异，再结合五种白细胞过氧化物酶活性的差异（嗜酸性 > 中性 > 单核，淋巴和嗜碱性无此酶），以X轴代表吸光率（组化染色过氧化物酶反应强度），Y轴代表光散射（反映细胞大小），定位于二维白细胞图上，见图6－5。计算机对测量数据统计分析，可较准确的将淋巴细胞、单核细胞、中性粒细胞、嗜酸性粒细胞进行鉴别计数，再结合嗜碱性粒细胞计数通道结果，计算出五种白细胞的总数及分类。使用该技术的仪器还可同时提供异型淋巴细胞、幼稚细胞的比例及网织红细胞分类。

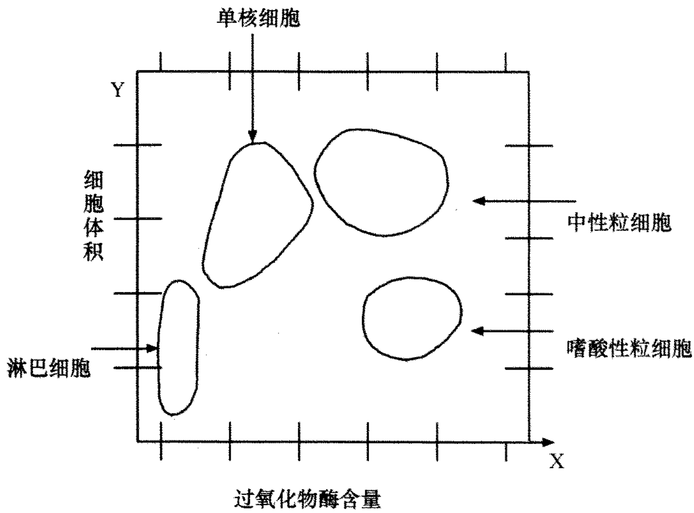
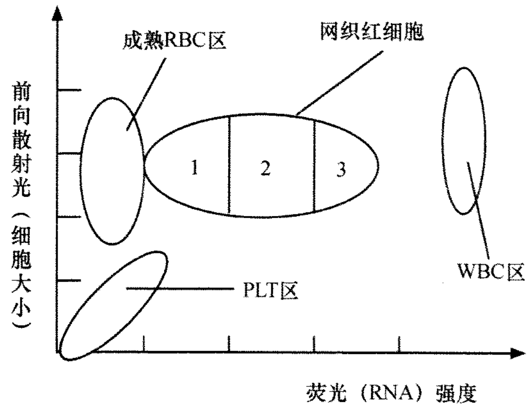


图6－5　光散射与细胞化学联合检测白细胞分布图

四、血细胞分析仪网织红细胞检测原理

各类血细胞分析仪在进行网织红细胞计数分析时的基本原理相同，大多都采用了激光流式细胞分析与细胞化学染色技术联合对网织红细胞进行分析，即利用网织红细胞中残存的嗜碱性物质RNA，在活体状态下与特殊的染料（新亚甲蓝、氧氮杂芑750、碱性槐黄O等）结合，用流式细胞技术检测单个的网织红细胞的大小、RNA的含量和血红蛋白的含量。由计算机数据处理系统综合分析检测数据，得出网织红细胞计数及其它参数。见图6－6。



1. 低荧光强度网织红细胞区
2. 中荧光强度网织红细胞区
3. 高荧光强度网织红细胞区

图 6－6　自动网织红细胞分析计数原理图

五、血红蛋白测定原理

各型 BCA 对血红蛋白的测定都采用光电比色原理。血细胞悬液中加入溶血剂后，红细胞溶解释放出血红蛋白，后者与溶血剂中有关成分结合形成血红蛋白衍生物，进入血红蛋白测试系统。在特定波长（多为 530mm～550mm）下进行比色，吸光度值与所含血红蛋白含量成正比，经仪器计算显示出血红蛋白浓度。、

不同型号 BCA 的配套溶血剂配方不同，形成血红蛋白衍生物也不同，吸收光谱也有差异，但最大吸收峰都接近 540nm。因为国际 ICSH 推荐的氰化高铁（HiCN）法，其最大吸收蜂在 540mm，仪器血红蛋白的校正必须以 HiCN 值为准。

六、仪器的基本结构

各类型血细胞分析仪结构各不相同。但大都由机械系统、电学系统、血细胞检测系统、血红蛋白测定系统、计算机和键盘控制系统等，以不同的形式组合构成。

（一）机械系统

包括机械装置（如全自动进样针、分血器、稀释器、混匀器、定量装置等）和真空泵，以完成样本的定量吸取、稀释、传送、混匀，以及将样本移人各种参数的检测区。此外，机械系统还兼有清洗管道和排除废液的功能。

（二）电学系统

包括主电源、电压元器件、控温装置、自动真空泵电子控制系统，以及仪器的

自动监控、故障报警和排除等。

（三）血细胞检测系统

国内常用的血细胞分析仪，使用的检测技术可分为电阻抗检测和光散射检测两大类。

1. 电阻抗检测技术：由信号发生器、放大器、甄别器、阈值调节器、检测计数系统和自动补偿装置组成。这类检测技术主要用在“二分群、三分群”仪器中。

2. 光散射检测技术：主要由激光光源、检测装置和检测器组成。这类检测技术主要应用于“五分群、五分群+网织红”的仪器中。

（四）血红蛋白测定系统

由光源、透镜、滤光片、流动比色池和光电传感器等组成。

（五）计算机和键盘控制系统

内置计算机在血细胞分析仪中的广泛应用使其测定参数不断增加。微处理器（MPU）具有完整的计算机中央处理单元（CPU）的功能，它包括算术逻辑部件（ALU）、寄存器、控制部件和内部总线四个部分。此外，还包括存储器、输入/输出电路以及其它配套电路。输入/输出电路是CPU和外部设备之间交换信息的接口。外部设备包括显示器、键盘、磁盘、打印机等。

键盘控制系统是血细胞分析仪的控制操作部分，键盘通过控制电路与内置电脑相连。主要有电源开关、选择键、重复计数键、自动/手动选择、样本号键、计数键、打印键、进纸键、输入键、清除键、清洗键、模式键等。

七、仪器的性能指标

（一）测试参数

包括实际测试参数WBC、HGB、BBC、HCT（有的仪器先以单个细胞高度测得MCV，再乘以BBC计换算出HCT、PLT、PCT和计算参数MCV、MCH、MCHC等。参数数目有16～46个不等。低档仪器报告参数少，高档仪器报告参数多。

（二）细胞形态学分析

半自动血细胞分析仪一般为白细胞二分群及RBC、WBC、PLT三个直方图，无其他指标。低档次全自动血细胞分析仪可做白细胞三分群计数及三种细胞直方图，高档次除能做白细胞五分群及幼稚血细胞提示外，还可进行网织红细胞计数分析。必须明确，无论多么先进的血细胞分析仪，进行的血细胞分类都只是一种过筛手段，并不能完全取代人工镜检分类。

（三）测试速度

一般在40～120个/h不等。

（四）样本量

20μl～250μl（与仪器设计有关），除能做静脉抗凝血测试外，还能做末梢血，以适应不同病人的需求。

（五）精密度与示值范围

好的血细胞分析仪都能达到甚至优于下列技术要求。

精密度	WBC	≤3%	RBC	≤1.5%
	HGB	≤1.5%	PLT	≤5%
示值范围	WBC	$0/L \sim 250 \times 10^9/L$	HGB	$0g/L \sim 230g/L$
	RBC	$0/L \sim 7.7 \times 10^{12}/L$	PLT	$0/L \sim 2000 \times 10^9/L$

（六）打印

有内置或外置打印机之分，报告单除报告众多的血细胞参数外，还可打出血细胞直方图或散射图。

八、仪器的安装、维护与调校

血细胞分析仪是精密电子仪器，测量电平低，涉及多项先进技术，结构复杂，易受各种干扰，为确保仪器的正常工作，在安装使用之前，应认真详细地阅读仪器操作说明书，特别应注意以下几个问题。

（一）仪器安装与维护

1. 仪器安装　适宜的温度、湿度，环境清洁、电压稳定和良好的接地是安装使用好血细胞分析仪的几个主要因素。

2. 仪器维护

（1）检测器维护：检测器的小孔管为血细胞计数的换能装置，是仪器故障常发部位，作好它的保养，对保证仪器正常工作有重要意义。全自动血细胞分析仪为自动保养，半自动则应每天关机前按说明书要求对小孔管的微孔进行清理冲洗。在任何情况下，都必须使小孔管浸泡于新的稀释液中；按厂家要求，定时按不同方式清洗检测器；每日清洗工作完毕，用清洗剂清洗检测器3次，并把检测器浸泡在清洗剂中；定期卸下检测器，用3%～5%次氯酸钠浸泡清洗，再用显微镜或放大镜观察微孔的清洁度。

（2）液路维护：目的是保持液路内部的清洁，防止细微杂质引起的计数误差。清洗时在样本杯中加20ml机器专用清洗液（加酶更好），按动几次计数键，使比色池和定量装置及管路内充满清洗液，然后停机浸泡一夜，再换用稀释液反复冲洗后

使用。仪器长期不用时，应将稀释液导管、清洗剂导管、溶血剂导管等置于去离子水或纯水中，按数次计数键，冲洗去除液体管道内稀释液，并充满去离子水。

（二）仪器的调校与评价

仪器由于运输振动、因故障维修后或长时间停用再启用等原因，以及正常使用半年以上或认为有必要时，都必须进行调校及性能测试，这对了解仪器性能，发现问题，确保检验质量有重要意义。

1. 调校　最好使用经参考仪标定的新鲜血液，或按说明书要求用厂家的配套校准物进行调校。应特别强调，不同厂家或型号不配套的非新鲜血校准物不得混用。更不能用所谓定值的全血质控物调校仪器。详细调校方法请参考"全国血液学、体液学委员会关于血细胞分析仪规范化校准的建议"方法进行调校。

2. 仪器的评价　ICSH 公布了电子血细胞分析仪的评价方案：在细胞计数、血红蛋白测定方面，要鉴定评价仪器测试样本的总变异、携带污染率、线性范围、可比性和准确性等，这对保证检验质量将起重要作用。

（1）精密度：指重复测定中各次试验结果彼此接近的程度，常常以不精密度即标准差（S）或变异系数（CV）来表示。评价时应注意用高、中、低值新鲜全血进行评价。

（2）携带污染率：一般是指含量高的样本对含量低的样本所产生的影响。按 Biough－ton 法测定。

（3）总重复性：包括了重复测定的随机误差和携带污染双重变异因素，评价时随机取样本 20 份，分立即测定、放置 2h 测定及放置 4h 测定，然后将 3 次有关项目测定结果以变异分析做统计处理。

（4）线性范围：其定值与稀释倍数成线性关系。范围越广越理想，至少应包括正常范围及常见的病理范围。

（5）白细胞分类的鉴定

1）重复性：即多次测定同一份血液能否得到非常近似的结果。取 1 份抗凝静脉血，重复测定 10 次，计算 CV 值。

2）准确性：即与"金标准"显微镜分类结果的相关程度。取抗凝静脉血 10 人份，进行仪器静脉血通道测定，每份重复 2 次，取均值。同时推 4 张血片，选 4 个素质好技术水平高的技师，每人每片油镜分类 200 个白细胞，共计 800 个白细胞，计算均值，与仪器分类进行相关性对比。另取末梢血 10 人次做仪器周围血通道分类，每人两份重复测定两次计算均值，同时推 2 张血片，4 人共显微镜分类 800 个白细胞计算均值，与外周血仪器分类进行对比。

3）对异常细胞灵敏度：观察外周血存在异常细胞（特别是幼稚细胞），能否从直方图中反映出来。

九、常见故障及排除

现代血细胞分析仪有很好自我诊断功能。有故障发生时，内置电脑的错误检查功能，显示出“错误信息”，并伴有报警声。血细胞分析仪常见的故障及处理办法如下。

（一）开机时的常见故障

1. 开机指示灯及显示屏不亮　检查电源插座、引线和保险丝是否断电。

2. “RBC 或 WBC 吸液错误”　稀释液供用不足或进液管位置不正确，提供稀释液，检查管子的连接是否正确。

3. “BBC 或 WBC 电路错误”　多为计数电路中的故障，参照使用说明书检查内部电路，必要时更换电路板。

4. “测试条件需设置”　备用电池没电或电路断电，储存的数据丢失时有该信息提示。应更换电池，重新设置定标系数或其它条件，然后计数样本。

（二）测试过程中常见的错误信息

1. “堵孔”　检测器的小孔管堵塞是影响检验结果准确性最常见的原因。根据微孔堵塞的程度，将其分为完全堵孔和不完全堵孔两种。

判断：当检测器小孔管的微孔完全阻塞或泵管损坏时，血细胞不能通过微孔而不能计数，仪器在屏幕上显示“CLOG”，为完全堵孔。而不完全堵孔主要通过下述方法进行判断：①观察计数时间；②观察示波器波形；③看计数指示灯闪动；④听仪器发出的不规则间断声音等进行判断。

常见堵孔原因：①仪器长时间不用，试剂中的水分蒸发、盐类结晶堵孔；②末梢采血不顾或用棉球擦拭微量取血管；③抗凝剂量与全血不匹配或静脉采血不顺，有小凝块；④小孔管微孔蛋白沉积多，需清洗；⑤样本杯未盖好，空气中的灰尘落入杯中。

处理方法：①盐类结晶堵孔，可用去离子水浸泡，待完全溶解后，按 CLEAN 键清洗；②后四种原因，一般按 CLEAN 键进行清洗，如果不行须小心卸下检测器进行清理，用特制专用的小毛刷轻轻反复刷洗微孔，除去微孔外口堵物；将检测器装入水后用洗耳球从其顶端轻轻加压，使水从微孔中射出，冲走脏物。若未见水射出，说明微孔被严重堵死，这时可选一根粗细合适的头发，对着微孔穿入拉出几次，再将检测器装入水，用洗耳球从其顶端加压，即可排除堵孔；若还不行，可用 3% ~ 5% 的次氯酸钠溶液清洗，将检测器内装入少量该溶液浸泡 5 ~ 10min 左右，取出检测器，用洗耳球从其顶端加压，使清洗液从微孔射出，以排除堵孔，然后用蒸馏水将检测器冲洗干净，再小心装上。此时请按 CLEAN 键清洗，然后再行测定。若小孔管畅通后仍显示该信息，可能为泵管损坏，应更换泵管。

2."气泡" 多为压力计中出现气泡，按 CLEAN 键清洗，再测定。

3."水平（1）或水平（2）"指在计数过程中有错误的操作，按 CLEAN 键清洗，再测定。

4."噪音"提示 多为测定环境中有噪音干扰、接地线不良或泵管小孔管较脏所致。将仪器与其它噪音大的设备分开，确认良好接地，清洗泵管或小孔管。

5."流动比色池"提示 多为 HGB 流动池脏所致。按 CLEAN 清洗 HGB 比色池。若污染严重，需小心卸下比色杯，用 3%～5%的次氯酸钠溶液清洗。

6.HGB 测定重现性差 多为 HGB 比色池脏，按上述方法清洗。

7."溶血剂错误"提示 多为溶血剂与样本未充分混合。处理办法：重新测定另一个样本。

8.细胞计数重复性差 多为小孔管脏或环境噪音大。处理办法同 1 和 4。

十、血细胞分析仪的进展

随着电子技术、流式细胞技术、激光技术、电子计算机和新荧光化学物质等高科技技术在临床检验工作中的应用，血细胞分析技术得到了长足的发展，在自动化程度、先进功能和完美设计方面均提高到了一个崭新的阶段。

（一）仪器测试原理的不断创新

1.白细胞分类的改进 由电阻抗法按白细胞体积的"两分类"、"三分类"发展到集多种物理化学方法处理白细胞、用先进的电脑技术区分、辨别经上述方法处理后的各细胞间的细微差异、综合分析试验数据、得出较为准确的白细胞分类结果。迄今为止主要有前述的四种类型。

2.红细胞和血小板计数原理的改进

（1）二维激光散射法测定红细胞：克服了电阻抗法在病理情况下测定的 MCH、MCHC 结果不准的问题。测定时，先使自然状态下双凹盘状扁平圆形的红细胞成球形，并经戊二醛固定，其目的是使红细胞无论以何种方式通过测试区时，所得散射光强度都相同，该处理并不影响红细胞平均体积检测。仪器根据低角度（2°～3°）测量单个红细胞体积与总数；高角度（5°～6°）光散射强度反映单个红细胞血红蛋白的浓度，经计算机处理，准确得出红细胞平均体积、MCH、MCHC 测定值，绘出红细胞散射图，单个红细胞体积及红细胞内血红蛋白的含量的直方图，并换算出 RDW 和 HDW 等参数。

（2）二维激光散射法测定血小板：同上述红细胞测定一样，球形化的血小板一个个通过检测区时，测定两个角度的激光散射强度，低角度测定其大小和数量，高角度测定血小板的密度。尽管小红细胞、红细胞碎片、红细胞残骸（ghost）等与大血小板的体积相似，但因内容物不同，在血小板二维散射图上可区别并分别计数。由此，该法克服了电阻抗法计数血小板易受多种因素影响，不能准确计数大血小

板，使病理情况下血小板计数精确性较差的缺点。

（二）各种特殊技术的应用

为了保证检测结果的精确性，各 BCA 生产厂家均采用了不同的先进技术：①为使细胞计数准确采用定容计量、定时监控、三次平均法计数，以排除半堵孔造成的计数误差；②运用鞘流（sheath fluid）技术、扫流技术、浮动界标和拟合曲线技术等，保证血小板计数的精确性；③全新的质量管理系统；④仪器自动保护技术：采用反冲或瞬间燃烧电路排堵技术，管道和进样针自动清洗及故障自检功能；⑤密封双旋转阀“截取血样”技术，以避免单阀有磨损时造成稀释后的巨大误差。⑥双通道进样、双定标程序的使用：为避免末梢血与静脉血（因其间的固有差异）在使用同一通道及同一定标程序校正仪器时引起的计数误差，分别采用末梢血计数通道、静脉血计数通道，并特地设置两套定标程序，即分别对静脉血和末梢血结果进行校正，从而有效保证末梢血与静脉血结果的一致性。

（三）新血细胞分析参数的出现

多功能、多参数 BCA 不断产生，由电阻抗型的 18 参数，发展至今天的 46 个参数之多，诞生了许多非传统新参数，这些新的参数为临床研究疾病的发生、发展与分类，诊断与鉴别诊断，疗效监测与预后估计等提供了新的思路和新的手段及新的标准，大大促进了临床血液学的发展。

（四）仪器自动化水平的提高

自 20 世纪 80 年代以来，仪器自动化程度日新月异。如网织红细胞分析仪由单独专用，发展到与 BCA 合为一体；血液先机外预染再行测定，发展到目前的和 CBC 一样直接进行自动分析测定。“模块式全自动血细胞分析流水线”，完全实现了血液学实验室全自动化。该系统是将血液先经 BCA 检测，根据红细胞比容决定推片机的角度和速度，依据红细胞变化决定是否做网织红细胞计数，电脑根据实验数据和直方图的变化，自动确认正常样本、对需要做人工镜检的样本，系统将制备一张完美染色好的血涂片。特别是采用无毒试剂、全自动加样与清洗系统，不仅减少了环境污染，避免了人工操作的随机误差，大大提高了工作效率，而且还避免了操作人员的实验室污染，对环境、工作人员的保护起到了重要作用，这将是今后仪器学发展使用的方向。

（五）无创型全血细胞分析仪的研究

无创性体内全血细胞测定，开创了血液分析的新纪元，它基于微循环的可视性将微血管的成像送至电脑成像分析系统，对不同种细胞的不同成像特征进行分析比较和计数，从而得出各种细胞数及其有关参数。该分析技术操作简便、快速、无创伤、无污染、不用试剂，尤其适宜于儿科和急诊及经常需做该项检查的各类患者，在未来有较大的使用优势和潜在的应用前景。

第二节　血液凝固分析仪

血液凝固分析仪（automated coayulation analyzer，ACA）是采用一定分析技术，对血栓与止血有关成分进行自动检测的临床常规检验仪器。利用血凝仪进行血栓与止血的实验室检查，可为出血性和血栓性疾病的诊断、溶栓和抗凝治疗的监测及疗效观察、预后判断等提供有价值的指标。随着科学技术的日新月异，血栓与止血的检测已从传统的手工方法发展到应用全自动血凝仪，从单一的凝固法发展到免疫法和生物化学法，血栓与止血的检测也因此变得简便、迅速、准确、可靠。

一、血凝仪的检测原理和方法

目前可开展的血栓/止血成分检测的方法主要有凝固法、底物显色法、免疫学法、乳胶凝集法等。凝固法是血凝分析仪和血栓/止血试验中最基本、最常用的方法。目前半自动血凝仪基本上都是以凝固法测量为主，而全自动血凝仪不仅自动化程度高，在使用检测方法上，除了使用凝固法外，还使用了其他分析方法，如底物显色法和免疫学法等。自动血凝仪在血栓/止血检验中使用的分析方法有凝固法、底物显色法、免疫学法、干化学法等。

（一）凝固法

是通过检测血浆在凝血激活剂作用下的一系列物理量（光、电、超声、机械运动等）的变化，再由计算机分析所得数据并将之换算成最终结果。按测量原理可分为电流法、超声分析法、光学法和磁珠法四种。

1. **电流法**　电流法利用纤维蛋白原无导电性而带电纤维蛋白具有导电性的特点，将待测样本作为电路的一部分，根据凝血过程中电路电流的变化来判断纤维蛋白的形成。由于该法的不可靠性及单一性，所以很快被更灵敏、更易扩展的光学法所代替。

2. **超声分析法**　超声分析（ultrasonic method）是利用超声波测定血浆在体外凝固过程中，血浆发生变化的半定量方法。现该法主要用于PT、APTr、FIB的测定。

3. **光学法（比浊法）**　光学法血凝仪是根据凝固过程中浊度的变化来测定凝血功能的。根据仪器不同的光学测量原理，又可分为散射比浊法和透射比浊法两类。光学法凝血测试的优点在于灵敏度高、仪器结构简单、易于自动化。缺点是样本的光学异常、测试杯的光洁度、加样中的气泡等都可能干扰测量。

4. **双磁路磁珠法**　测试杯的两侧各有一组驱动线圈，它们产生恒定的交替电磁场，使测试杯内特制的去磁小钢珠保持等幅振荡运动。凝血激活剂加入后，随着纤

维蛋白的产生增多，血浆的粘稠度增加，小钢珠的运动振幅逐渐减弱，仪器根据另一组测量线圈感应到小钢珠运动的变化，将运动幅度衰减到 50% 时确定为凝固终点。如图 6－7 所示。

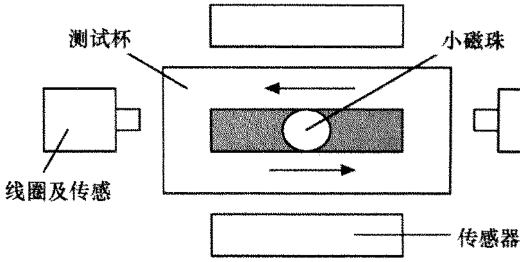


图 6－7　双磁路磁珠法原理示意图

双磁路磁珠法进行凝血测试，不受溶血、黄疸及高血脂症的影响，即使加样中产生气泡也不会严重影响测试结果。由于磁珠法中测量的是磁电信号，对测试杯的光学要求较低，所以测试杯可反复清洗使用。

（二）底物显色法

底物显色法是通过测定产色底物的吸光度变化来推测所测物质的含量和活性的，又称为生物化学法。检测通道由一个卤素灯为检测光源，波长一般为 405nm。探测器与光源呈直线，与比色计相仿。

血凝仪使用产色底物检测血栓与止血指标的原理。通过人工合成与天然凝血因子有相似的一段氨基酸排列顺序并且有特定作用位点的多肽，该作用位点与产色的化学基团相连。测定时由于凝血因子具有蛋白水解酶的活性，它不仅能作用于天然蛋白质肽链，也能作用于人工合成的肽段底物，从而释放出产色基团，使溶液呈色。产生颜色的深浅与凝血因子活性成比例关系，故可进行精确的定量。底物显色法灵敏度高、精密度好，而且易于自动化，为血栓/止血检测开辟了新途径。

（三）免疫学方法

以纯化的被检物质为抗原，制备相应的抗体，然后利用抗原抗体反应对被检物进行定性或定量测定。方法有免疫扩散法、火箭电泳法、双向免疫电泳法、酶标法、免疫比浊法等。目前前三种方法已不常用。

1. 酶标法（ELISA）　用酶标抗原或抗体和被检物进行抗原抗体结合反应，产生有色物质，用酶标分析仪进行测定，颜色的深浅与被检物浓度呈比例关系。该法灵敏度高，特异性强。已用于许多止血、血栓成分的检测。

2. 免疫比浊法　将被检物与其相应抗体混合形成复合物，从而产生足够大的沉淀颗粒，通过透射比浊或散射比浊进行测定。此法操作简便，准确性好，便于自动化测定。免疫比浊法可分为直接浊度法分析和乳胶比浊法分析。多用于 FDP 和 D－二聚体的检测。

（四）干化学技术

干化学技术（dry reagent technolgy）主要应用于床旁便携式血凝分析仪。将惰性顺磁铁氰化颗粒结合在可产生凝固反应或纤溶反应的干试剂中。该颗粒在以固定垂直磁场的作用下来回移动。当加入血样本后，血液通过毛细管作用进入反应层，使干试剂溶解，发生相应的凝固反应或纤溶反应，导致干试剂中 PIOP 摆动幅度的减小或增加。间接反映出纤维蛋白的形成或溶解的动态过程，仪器的光电检测器可记录 PIOP 摆动所产生的光亮变化，这些变化再通过信号放大、转换、运算而得到所测结果。

二、血凝仪的分类和基本结构

（一）血凝仪的分类

按自动化程度可分为半自动和全自动血凝仪及全自动血凝工作站。半自动血凝仪主要检测一些常规凝血项目；全自动血凝仪使用方法多，除对常规凝血、抗凝、纤维蛋白溶解系统等项目进行全面的检测外，还能对抗凝、溶栓治疗进行实验室监测。全自动血凝工作站为全自动血凝仪 + 移动式机器人（mobile robot） + 离心机等所组成，除了完成样本自动识别和接收、自动离心、自动放置、自动分析、分析后样本的分离外，还可与其他自动化实验室系统相结合，以实现全实验室自动化。

（二）血凝仪的基本结构

1. 半自动血凝仪　目前出售的半自动血凝仪主要由样本和试剂预温槽、加样器、检测系统（光学、磁场）及微机组成。有的半自动仪器还配备了发色检测通道，使该类仪器同时具备了检测抗凝及纤维蛋白溶解系统活性的功能。

针对半自动血凝仪受人为的因素影响多、重复性较差等缺陷，有的仪器配有自动计时装置，以告知预温时间和最佳试剂添加时间；有的在测试位添加试剂感应器，感应器从移液器针头滴下试剂后即使混匀装置自动振动，使血浆与试剂得以很好地混合；有的仪器在测试杯顶部安装了移液器导板，在添加试剂时由导板来固定移液器针头，从而保证了每次均可以在固定的最佳的角度添加试剂并可以防止气泡产生。这些改进，提高了半自动血凝仪检测的准确性。

2. 全自动血凝仪　包括样本传送及处理装置、试剂冷藏位、样本及试剂分配系统、检测系统、计算机、输出设备及附件等。

血浆样本由传送装置依次向吸样针位置移动（多数仪器还设置了急诊位置，使急诊样本优先测定）。样本处理装置由样本预温盘及吸样针构成；试剂冷藏位可以同时放置几十种试剂进行冷藏，避免试剂的变质；样本及试剂分配系统包括样本臂、试剂臂、自动混合器等；检测系统是仪器的关键部件，血浆凝固过程通过前述多种凝固反应检测法进行检测；计算机根据设定的程序指挥血凝仪进行工作并最终

得到测试结果，并可通过计算机屏幕或打印机输出测试结果。还可对患者的检验结果进行储存、质控统计及记忆操作中的各种失误等工作；附件包括系统附件、穿盖系统、条码扫描仪、阳性样本分析扫描仪等。

三、血凝仪的检测项目

半自动血凝仪以凝固法测定为主，检测项目少，全自动血凝仪可使用多种方法进行凝血、抗凝、纤维蛋白溶解系统功能和临床用药等多个项目的检测。

四、仪器评价

选择高质量的血凝仪，对于保证止血与血栓检验的质量至关重要。血凝仪的评价应包括一般性评价和技术性能评价两个方面。

（一）一般性评价

一般性评价内容和所占比重如下：产品质量 50%（想要的特征占 25%、仪器自动化水平占 15%、免费维护能力占 10%）；价格 25%；厂商评估 10%；④担保 5%；售后服务 5%；可接受性 5%。

（二）技术性能评价

国际血液学标准化委员（ICSH）对血凝仪性能评价的内容如下：

1. **精密度**　可选用质控血浆或新鲜病人血浆在相同或不同时间内进行测定。评价时最好用高、中、低值三个水平的样本（$n \geqslant 15$）进行批内、批间及总重复性测定。

2. **线性**　观察其一定值的质控物、定标物或混合血浆，在不同稀释度（4～5 个浓度）时的各个相关分析参数，是否随血浆被稀释而相应减低。理想结果是不同程度稀释及其相应结果在直角坐标纸上应成一条通过原点的直线。

3. **准确性**　以参考方法确定的参考晶或校准晶对血凝仪的准确性进行评价。准确性也可通过传统的回收率加以评价。

4. **携带污染率**　不同样本对测定结果的影响，可采用 Bioughton 法进行。

5. **干扰**　指血凝仪在样本异常或干扰物存在时的抗干扰能力。

6. **可比性分析**　也称相关性分析，评价时最好选择参考方法作为对比方法，这样在解释结果时，就可将方法间的任何分析误差都归于待评价方法。但由于目前大多数血凝分析项目缺乏参考方法，故也可使用已知性能并经校正的血凝仪做平行测定。

五、血凝仪的特点

（一）半自动血凝仪

操作简便、手工加样加试剂、应用检测方法少、价格便宜、速度慢、测量精度好于手工但低于全自动。仪器采用电子联动加样器，计算机根据加样信号同步计时，减少人为误差，因此保证了较好的精确度和重复性。

（二）全自动血凝分析仪

1. 测试速度快、检测项目齐全　仪器检测速度多在 50 项/h ~ 300 项/h，较快的可达 500 项/h。除常规的筛选试验外，还可进行单个凝血抗凝、纤溶系统因子的检测，以及抗凝、溶栓疗法的监测。

2. 活性与抗原性同时检测　有的仪器除了利用血浆凝固法和显色底物法进行有关因子活性检测外，还可利用免疫比浊的原理对这些因子的抗原含量进行测定。多检测通道可同时检测多个任意组合的项目，随机性好。

3. 样本与试剂位　一般可超过 50 个样本位，可以满足多个项目检测同时进行的需求。有的还设有急诊位可以使紧急样本优先检测。有的仪器配备了盖帽贯穿式进样机，可提高检测的自动化。条形码的运用可使仪器对样本及所需检测项目进行快速识别。

4. 平行线生物学分析功能　可进行全自动多浓度稀释分析，根据与标准曲线呈平行状态的平行线图像来显示不同稀释浓度的测试结果。

5. 智能化程度高　可自动对样本进行稀释重检或不稀释重检，并进行自动连锁筛选实验。

6. 易于质控和标准化　仪器拥有 10 组 2 个质控文件，以全面支持实验室质控要求。有的仪器除了报告均数或 Levy - Jennis 质控图外，还可使用 Westgard 法进行质控。

7. 结果的储存、传递　计算机技术的应用使仪器可以进行大量检测数据的储存，通过特定的接口使检验结果迅速传递到各临床科室。

8. 科研通道　高级的血凝仪还为用户设计了科研通道，使其应用范围得以扩大。相应地对操作人员的素质要求高。

六、血凝仪的进展

随着血栓与止血基础理论和临床应用的研究的日益深入和现代生物工程技术的突飞猛进，新的检验方法与检测手段不断涌现。血凝仪的进展体现在以下几个方面：

1. 多方法、多功能、快速高效　目前的全自动血凝仪大多可同时使用多种方法和原理分析测定，已实现了自动加样加试剂，自动感知样本和试剂液面，自动搅拌，超限样本自动稀释，自动控温、自动扫描辨认，高中低值质量控制等功能，精密度高，速度快。

2. 智能化程度高　全自动血凝仪大多可对所测项目进行任意组合，随机检测、急诊插入、质量控制、ID 条码阅读、双向通讯、网络连接等功能。

3. 全自动血凝分析仪工作站　即全自动血凝仪、离心机、样本传送带、样本自动装卸系统、电脑所组成的工作站。实现安全快速、高效准确的自动化。

4. 床旁分析　血凝仪的进展表现在小型微量、快速简便。即可使用小型简便的床旁血凝仪，采取微量血在床边快速完成一些简单项目测定，为临床治疗监测提供较可靠的过筛数据。

5. 在临床中的应用日趋广泛　血凝仪作为快速有效的筛选工具，广泛应用于术前出血项目筛查，协助凝血障碍性疾病、血栓栓塞性疾病的诊断，在溶栓治疗的监测等方面越来越凸现其巨大的优越性。

第三节　血液流变学分析仪器

血液流变分析仪器（hemorheology analyzer，HA）是对全血、血浆或血细胞流变特性进行分析的检验仪器。主要有：血液粘度计、红细胞变形测定仪、红细胞电泳仪、粘弹仪等。

一、血液粘度计

血液粘度的大小直接影响到血液循环中阻力的大小，也必然影响组织血液灌流量的多少，所以对血液粘度测定有十分重要的临床意义。准确测量血液粘度的准确测量依赖于粘度计性能的好坏。

（一）粘度计的分类

1. 按工作原理　可分为毛细管粘度计和旋转式粘度计。前者按结构分为奥氏粘度计和乌氏粘度计；后者按结构可分为筒 - 筒式、锥 - 板式、锥 - 锥式以及楱球式粘度计等。

2. 按自动化程度　可分为半自动粘度计和全自动粘度计。后者与前者相比，增加了自动进样、自动清洗、自动吹干、计算机控制等功能，它不仅可以测定不同剪切率下的全血粘度，还可自动绘出流体的流动曲线和粘度时间曲线，即对血液的非牛顿特性进行更深刻的描述。

（二）血液粘度计的检测原理与基本结构

1. 毛细管粘度计

（1）检测原理：牛顿流体遵循泊肃叶（poiseuille）定律。即一定体积的液体，在恒定的压力驱动下，流过一定管径的毛细管所需的时间与粘度成正比。临床上常测定一定体积的血浆与同体积蒸馏水通过毛细玻璃管所需要的时间之比，称为血浆的比粘度。即

血浆比粘度＝血浆时间/蒸馏水时间

（2）基本结构：包括毛细管、储液池、控温装置、计时装置等。

2. 旋转式粘度计

（1）工作原理：均以牛顿粘滞定律为理论依据，主要有以外圆筒（或内圆筒）转动的筒－筒式旋转粘度计（又称Couette粘度计）和以圆锥体转动（或以圆形平板转动）的锥板式粘度计（又称Weissenberg）。后者最常用。

锥板式粘度计是同轴锥板构型。调速电机与圆形平板同速旋转，平板与锥体间充满被测样本。锥体与平板及马达间均无直接联系。因此，当圆形平板以某一恒定角速度 ω 旋转时，转动的力矩通过被测样本传递到锥体。样本越粘稠，传入的力矩越大。当此力矩作用于锥体时，立即被力矩传感装置所俘获，并将其转换为电信号，其信号大小与样本粘度成正比。

（2）基本结构：包括样本传感器、转速控制与调节系统、力矩测量系统和恒温系统等。

（三）仪器评价

测定全血的粘度计应有较宽的剪切率范围（1～200）s^{-1}，可以选择旋转式粘度计或剪切率可调的毛细管粘度计。应该指出，旋转式粘度计可以给出确定的剪切率，而剪切率可调的毛细管粘度计反映的是平均剪切率。

1. 毛细管粘度计的特点　价格低廉、操作简便、速度快、易于普及；测定牛顿流体粘度结果可靠，适用于血浆、血清等低粘度的样本测定。但由于毛细管两端的压力差较大（以竖直型毛细管粘度计为最大），所致剪切率较高，难以反映全盘等非牛顿流体的粘度特性；在毛细管中的不同部位，剪切率不一样，即毛细管轴心处流体剪切率为0，粘度最高，而贴壁处的流体剪切率最高，粘度最低；不能直接检测在一定剪切率下的表现粘度；对进一步研究RBC、WBC的变形性和血液的粘弹性等流变特性也无能为力。

2. 旋转式粘度计的特点　能提供所需不同角速魔下的剪切率；在被澜液体中各流层的剪切率是一致的，可使液体在剪切率一致的条件下做单纯的定向流动，克服了毛细管式粘度计这方面的缺点。

好的旋转式粘度计能准确提供低剪切切率（1～5）s^{-1}，这对研究血液这一非牛顿流体的流变性非常重要。因为非牛顿流体的流变性只有在低剪切率下才能充分显

现。另外，测定不同剪切率下的血液粘度；研究剪切率和剪切应力之间的关系，可以定量的了解血液、血浆的流变特性，RBC 与 WBC 的聚集性、变形性、时间相关性等很多流变特性。旋转式粘度计符合这方面的要求，操作使用也较为简单，是目前血液流变学研究和应用较为理想的仪器。但价格较毛细管粘度计要贵兰些，操作要求也更精细一些。

3. 技术性能评价　血液粘度计在安装、维修后、使用一定时间后或认为有必要时应对仪器准确度、分辨率、重复性、灵敏度与量程进行检验。为保证仪器的测量精度和正常工作，建议粘度计至少每半年对以上指标复验 1 次。

（四）仪器主要技术指标（以旋转式粘度计为例）

1. 性能指标　①粘度测试范围：（0.7～301mpa·s）；②剪切率变化范围；（1～200）s^{-1}，用户可参考使用手册自行设置；其分辨率为 $1s^{-1}$；③粘度值重复性 CV＜3%；④准确度：±3%；⑤控温准确度：±0.5℃，稳定性：±0.2℃；⑥样本用量 0.8ml～2.0ml 不等；⑦测试时间：稳态祛的粘度计多在 3min/样本～5min/样本。快速法的粘度计多在 20s/样本～30s/样本。

2. 测试参数　包括血浆粘度、全血粘度（指全血表观粘度、相对粘度、还原粘度）、血沉和红细胞压积。

（五）仪器的调校与维护

1. 毛细管粘度计的调校与维护

仪器调校：应标明毛细管内径和标定值 t_o，即温度在 37℃时重蒸馏水的流出时间。复检其准确度时，可用重蒸馏水在 3℃时测得时间比 D＝（$t-t_o$）/t_o 表示，要求 D≤1%。

仪器维护：①残留液：严格要求用蒸馏水多次冲洗毛细管；并使之干燥后再行测量下一样本。②毛细管污染：定期用中性洗涤剂清洗管子底、壁，并用蒸馏水清洗干净。再根据参比液流出的时间判断管于是否洗净。合格后方可进行下一样本的检测。③温度：全血粘度随温度变化较复杂。在 20℃以下时，全血相对粘度随温度降低而增加；在 41℃以上时，其粘度随温度升高商增加。故须确保毛细管和样本温度一致并控制在 25℃～37℃之间。

2. 旋转式粘度计的调校与维护

仪器调校：根据实验要求设置剪切率、温度、时间、打印控制及自动清洗条件等。参数设定完成后，用国家计量单位所标调的标准牛顿油，按仪器说明进行标定。为了保证检测质量；建议用户每月至少作一次水平调整。

仪器维护：①仪器应在额定的频率、电压下工作；若电压波动大，必须使用稳压装置；②环境应干净无尘，特别是机芯部位不允许落入尘埃污物；③每天测试第一份样本前和最后一份样本后，以及每次测试完毕后均应进行冲洗；④当测试头严重污染不能用自动清洗方式洗净时，可用手动情洗，以防止蛋白和脂类物质逐日堆

积而影响检测精度，推荐用户每日做一次手动清洗；⑤在取下剪液锥之前，必须抽空液槽内的样本，以免将样本带到中轴尖上而损坏仪器；' ⑥所用清洗液为中性；最好是仪器专用清洗液；不得使用消毒液、化学腐蚀剂和溶剂类液体；⑦对剪血板或剪液锥、驱动轴等敏感部件在测试和清洗时都要注意不施以重力；⑧清洗结束后，将剪液锥和定心罩放置原来位置；⑨清洗和加样时切勿将清洗液和样本加入轴孔内，否则会导致测试不准，甚至损坏机芯。

（六）操作中常见故障及排除（以有自动清洗功能的旋转式粘度计为例）

1.“不能测试”　正确输入检验号盾按回车键，不能测试，系统提示“测试故障”或“系统未准备好”。可能是粘度计电源未打开或信号线未正确连接好、测试杯或剪血板（切液锥）没有放正或定心罩没有对正、强磁场干扰、软件有病毒或粘度计内部控制信号部件有故障。可遵照上述顺序逐个排查；若仍不能排除故障时，需与厂家联系。

2.“突然停机”　按正确的操作进行，系统提示“加速故障”。可能是机芯中进入了血液、血浆、其他液体或杂物、软件有病毒或机芯磨损。逐项对应处理。

3. 测试数据与平时相差太大　可能是预温时间不够、标定值有变化、机芯有轻微磨损、机芯有异物进入或软件有病毒。分别按相应办法处理即可。

需要指出的是用户应树立质控的观点，以保证实验结果的准确性。

检测中可能还会遇到“自动冲洗仪不进水”和“不排水”的情况，大多是由于管道堵塞所致，仔细清洗即可解决。不能自动清洗还可能是由于蠕动泵的原因，需由专业人员维修；也可能是进水管磨损，需剪去磨损的部分，重新套上。

二、红细胞变形溅定仪

红细胞作为最多的一种血液细胞，其良好的变形能力是它顺利通过毛细血管、保持微循环正常灌注和气体交换正常进行的必要条件。红细胞的聚集性是血液非牛顿流体的重要因素之一，与血液粘度有密切关系。因此对红细胞的变形性和聚集性的研究有十分重要的临床价值。

（一）红细胞变形测定仪分类

测量红细胞变形性的方法很多，大致可分为两类：一类是测定或评价红细胞群体变形能力的方法，如：粘度测量法、微孔滤膜法、激光衍射法、离心沉淀法、瘟变镜法、电导法等；另一类是测定单个红细胞变形性和膜的力学性质的方法，如微管吸吮法、表面附着或纤维拦截法等。临床常用的有粘度测量法、锥板式激光衍射法和微孔滤膜法红细胞变形测定法相应的测定仪。

（二）主要仪器的工作原理与基本结构

1. 粘度测量法测定仪的工作原理与基本结构

原理：高剪切率下的全血粘度与红细胞的变形能力有关，与之相应的是红细胞刚性指数（TK）值。用旋转式粘度计测量同一剪切率（$100s^{-1}$或$200s^{-1}$）下的全血粘度η_b和血浆粘度η_p，然后按下式计算红细胞刚性指数：

$$TK = (1 - \eta_b^{-0.4}\eta_P)/HCT$$

基本结构：同前旋转式粘度计。

2. 锥板式激光衍射法红细胞变形测定仪的工作原理与基本结构

原理：根据红细胞被激光照射时发生衍射，产生反映细胞几何状态的衍射图像，当有剪切应力作用于红细胞时，红细胞发生形变，衍射图也随之变化，测定该作用力前后红细胞形变率的大小来反映其变形性。

基本结构：能提供可变剪切场的透明锥板结构、光路系统（包括激光器和三棱镜）、摄像系统、控温装置、光电转换器、处理器及显示打印装置组成，如图 6-8 所示。

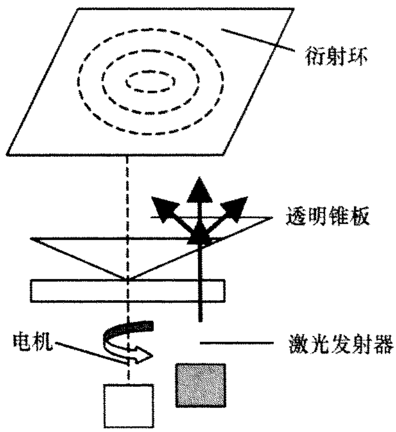


图 6-8　锥板式激光衍射仪结构原理示意图

3. 微孔滤膜式红细胞变形测定仪的工作原理与基本结构

原理：在一恒定负压下，使一定量红细胞举液通过一定孔径和密度的微孔滤膜，滤膜孔径小于红细胞的直径。红细胞在通过滤膜时必须变形才能通过，从一定数量的红细胞通过微孔滤膜的时间或速度，反映出红细胞的变形能力。

结构：由负压、过滤、恒温三部分组成，其装置示意见图 6-9。负压采用水静压装置，水槽盛蒸馏水，抽出空气后水柱上升，水柱高度反映负压值。用 1000ml 的真空贮槽保持负压稳定。负压装置与过滤系统由活塞相连。过滤系统包括盛液杯、密封圈、过滤膜、贮液器等组成。负压与过滤装置均置于恒温箱内，由控温仪保持箱内温度。一定量红细胞悬液通过滤膜的时间越短，说明红细胞变形能力越好。

（三）仪器评价

粘度测量法一次测量可获得红细胞群体的平均可变形性，可同时测定红细胞变

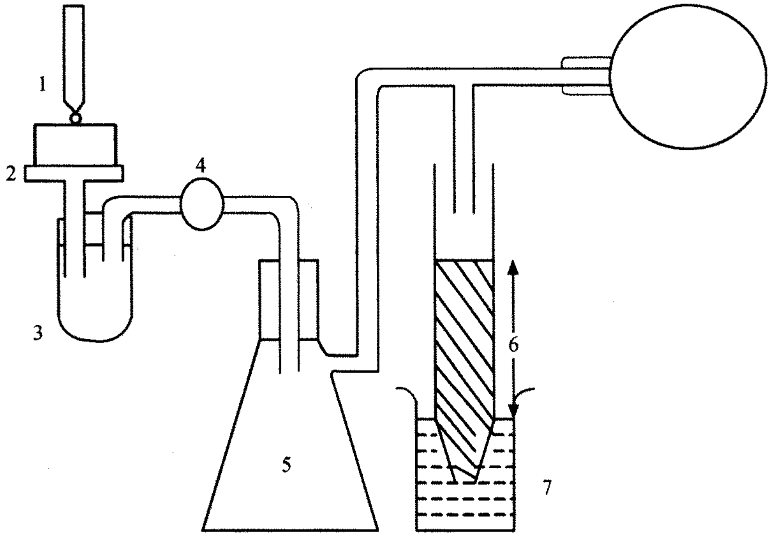


图 6-9　微孔滤膜法测定红细胞变形装置示意图

1. 盛血杯　2. 滤膜夹　3. 贮液器　4. 阀门

5. 负压瓶　6. 负压控制器　7. 盛水杯

形性与血液流动特性，非常适合临床常规应用。缺点是不能分辨单个红细胞和细胞亚群体的变形性，不易获得物理测量和实际变形之间酌定量关系。

锥板激光衍射法红细胞变形测定仪测定红细胞数量多，操作简便，具有较好的重复性，批内重复平行测定 10 次，CV≤1%。缺点是只能测定红细胞的平均变形性，不能反映其单个红细胞的变形性。

微管吸吮法与锥板激光衍射测定法相反，该法是对单个红细胞变形性进行测定，而不能反映红细胞群体的变形能力，操作复杂，临床实用价值有限。但对白细胞变形性及红细胞、白细胞膜性质的研究，是一有效手段。

微孔滤膳法测定仪测定红细胞群体的变形性，操作简便可靠，重复性好。但存在膜的清洗与重复使用。以及微孔滤膜生产规范化等技术难题。

迄今为止还没有一种仪器和方法对红细胞变形性各种因素的改变，具有等同的敏感性。应将几种方法配合使用，才能真正全面反映血细胞的流变特性。

（四）仪器的主要技术指标（以锥板式激光衍射仪为例）

1. 性能指标　①剪切率变化范围（1～200）s^{-1}②剪切应力范围（0～220）dyn/cm^2。③最大样本用量 0.8ml；④单样本测试时间：变形能力测试 60s；聚集能力测试 205s。

2. 测试参数及功能　①红细胞变形能力测试：描绘红细胞翻转-取向-变形曲线；连续剪切率下红细胞长短轴变形量及变形指数；红细胞膜破碎试验及渗透变形试验。②红细胞聚集性测试：不同时间间隔下红细胞聚集指数。

（五）仪器的维护

仪器应在额定频率、电压下工作，若电压波动大，必须使用稳压装置；仪器应远离强磁场干扰源并防止受潮；每天测试第一份样本前和最后一份样本后应进行冲洗；测试细胞聚集性时要用肝素干燥法抗凝，否则会影响血样聚集性。

三、血液流变学分析仪器的进展

现代医学的发展建立在检测手段的不断完善和提高的基础上。近年来，血液流变学有很大的进步和发展，这种进步主要在于检测仪器和检测手段的不断创新，当前的一些新技术如“无摩擦支承结构技术”、传感技术、电机技术、光栅技术、伺服技术、计算机技术等日新月异的发展，无疑对血液流变学检测仪器的更新提供了有力的技术支持。如红细胞变形聚集仪，在测定红细胞变形性的同时，还测定其聚集性。“回旋锥板流变镜”能直接观察、照像和用录像机记录在不同剪切率下红细胞的变形情况；“电子锥板测量仪”能快速测量各种几何学数值，如细胞长度、宽度、周长、面积、椭圆率、主轴方向等，它们的应用极大的提高了检测红细胞变形、聚集能力的效率和准确度。

进一步研究开发血液流变学检测新技术、新方法、新仪器及规范的行业和国家标准，在临床血液流变学检测中逐步增加细胞流变学和分子流变学的测试指标，满足临床的需求，促进临床应用。促进实验室标准化建设，完善质控标准，开展室间质量评价，增强室间可比性，对仪器进行规范评定，实现仪器自动化、标准化、检测方法统一化、操作规范化。这些措施的实施必将使血液流变学的研究与应用提高到一个新水平。

第七章　体外循环机

人工心肺机又称为体外循环装置。它主要用于心脏直视手术时，替代心脏和肺的功能。

第一节　概　　述

心脏内腔手术必须在直视条件下才能进行，要切开心脏并要暂时阻断上、下腔静脉的血流，使心脏内处于无血状态，在正常情况下，静脉血流停止时间不得超过3～4min，否则将因缺氧而造成死亡。1960年BrgeLox在动物实验中证明，如果将动物的体温降低，心脏的血流能暂时阻断一个较长的时间而不致引起组织缺氧。以后Lemis.Swan等以低温法在临床上应用于简单的心内腔手术，并获得多次成功。但此法的主要缺点是：容易产生心律紊乱，往往因此导致手术失败，而造成死亡；血液阻断时间不能超过10min，在这短短的10min内不可能进行复杂的心脏手术。为克服上述缺点，学者们只能寄希望于体外循环的迅速实现。

人工心肺机工作时需要阻断上、下腔静脉的血流，同时又要做静脉腔手术。随着医学和工程技术的发展，体外循环系统的使用已非常普遍，并愈来愈完善，愈来愈安全。

一、基本原理

体外循环系统如图7－1所示。整个管道系统的静脉血液是被阻止进入右心腔内的，各血管汇合的静脉血液由一台血泵输送到人工气体交换装置的氧合器中经过充氧处理后的血液也由一台血泵通过主动脉的分支管送人动脉的系统中，然后进入各毛细血管同组织细胞做物质交换，而主动脉瓣膜则由血液的反作用压力成闭合状态，因此，进入左心腔的血液就被阻断。所以心脏的内腔始终没有血液流入，心脏内腔处于无血状态，那么心脏直视手术就比较方便了。此时，心脏的主动脉、腔静脉与体外装置基本上形成了一个封闭的循环回路，形成心脏与肺脏的功能，我们称为体外循环系统。由图中粗黑线表示，深色部分为静脉血，白色表示动脉血，其流

动方向如箭头所示。归根结底，体外循环的最终目的，是维持良好的微循环和机体内环境，在细胞水平上进行有效的气体和物质交换。

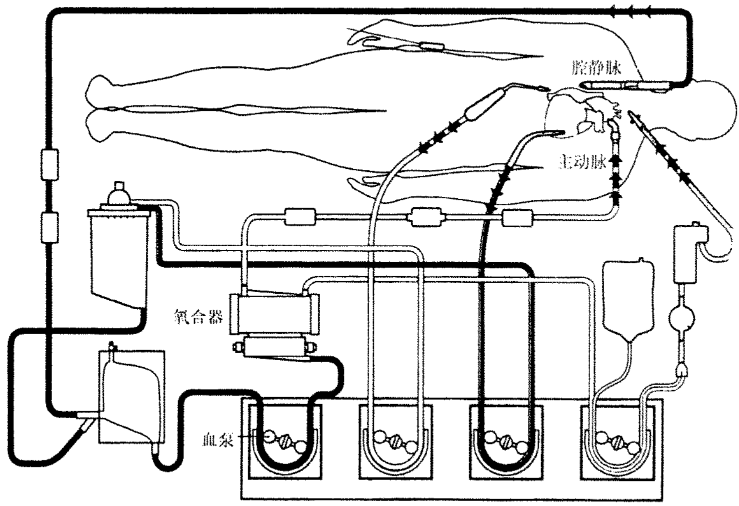


图 7－1　体外循环系统示意图

在体外循环回路中，如果只为心脏加旁路的话，病员的自体肺还是能正常地起血氧交换作用的，但为什么还设置一人工肺呢？也就是说做气体交换时，为什么不用一台血泵和病人自体肺？如图 7－2 所示。

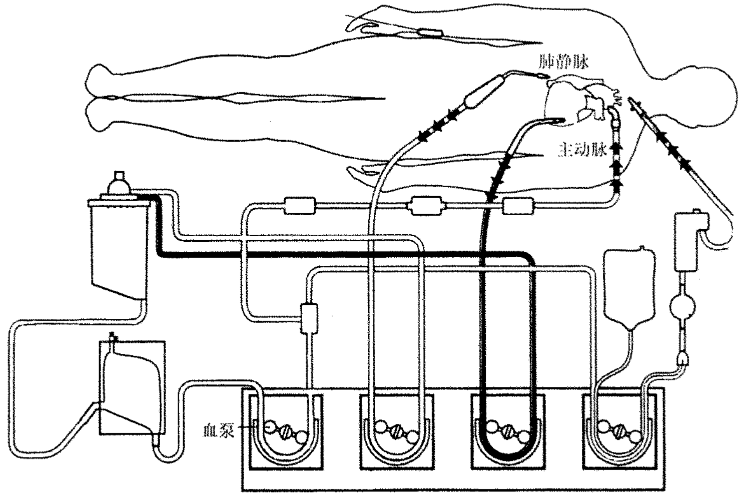


图 7－2　局部循环示意图

这种设想为许多人反复探讨，运用自体肺氧合主要优点是：不需要机械或氧合装置，血液的外伤较小（血细胞破坏少），体外循环回路短，预充血量大大减少，

气体交换率高。其缺点也比较多：

①在做（单侧）右侧心脏循环时，动脉导管必须插入肺动脉内，而肺动脉与肺静脉并行，血管壁较薄手术操作困难，易引起撕裂，难以修补，甚至损坏肺叶。

②自体肺可能有血管痉挛现象，因而血流往往受阻，同时在流量改变时，会产生肺水肿。

③在手术操作时需控制呼吸肺的膨胀影响手术，使操作困难。

④切开心脏后可能发现病情复杂，不能以单侧心脏循环法解决。

虽然运用自体肺有许多缺点，但因效果好于人工肺，所以应用自体肺仍被当作重要途径。

人工心肺的体外循环方法，可以分为全部循环、局部循环两种。

（一）全部循环法

心肺全部循环，上、下腔静脉血液全部引出体外，愈过心肺部分。通常提及的体外循环，即指此种方法，如图 7－3 所示。一般的先天性及部分后天性心脏病与主动脉疾病都可用此种方法施行手术，它能解决一切心脏与大血管疾病的手术治疗问题。

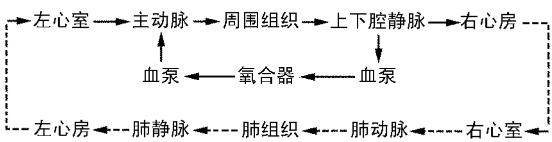


图 7－3　全部循环

（二）局部循环法

包括两种方法，单侧心脏循环与降主动脉法：

1. 单侧心脏循环法

右侧或左侧的心脏均可用作循环，如图 7－4 所示。它多用于后天性心脏病瓣膜病变的手术方面。

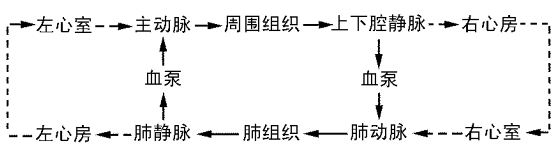


图 7－4　单侧心脏循环法

2. 降主动脉循环法

左右心脏或左锁骨下动脉内置入导管，由人工心脏抽出部分的充氧血，然后再注入远端动脉内，如图 7－5 所示。它是用于施行肺主动脉瘤切除与移植手术的最好方法。位于左锁骨总动脉远端的主动脉瘤切除，这种方法不需充氧装置，减少血

细胞破坏及化学成分改变，且能较长时间阻断主动脉不致产生因夹位主动脉而引起的种种病变，血流阻断可在正常状态下进行，心脏的应激性亦可消灭，如果人工心脏的性能好，这是非常安全的方法。

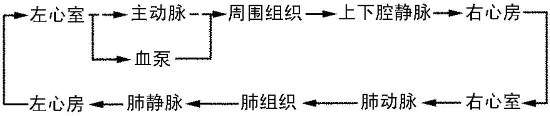


图 7－5　降主动脉循环法

体外循环安全灌注的目的，在于心脏直视手术过程中，保证组织器官基本血流灌注和供氧，维持机体内环境接近生理状态，促使术后生理功能尽早恢复，避免重要脏器功能或器质损害，及由此引起的并发症或死亡。术前心脏病变和储备功能状况、手术施行完善与否及体外循环灌注好坏，是关系死亡率的三大关键问题。手术后并发症发生率常被认为是体外循环水平的重要标志之一。

二、体外循环发展简史

体外循环的发展史可追溯到 100 多年以前。早在 1812 年 Legailis 就提出在体内或体外任何脏器，可用体外循环来维持生存，明确提出了人工循环的概念。

1882 年 Schoset 提出使空气泡通过血液使之氧合，该法即为最早的血液氧合装置，鼓泡式氧合器的开端。

1885 年 Von Frey 及 Gruder 制成了第一套人工心肺机，将血液以薄膜形式分布在旋转的圆筒上完成血液氧合（表面暴露式），并做了离体器官灌注。

1916 ~ 1918 年先后从动物的心脏和肝脏提出肝素，但纯度不够，直至 1936 年才达到在人身上应用的程度。

1934 年法国 Hener 及 Jouvelet 和美国 Debekey 设计的滚压血泵，流量可达 5L/min；Dewall 在 1956 年也制造了 Sigmamotor 血泵，此泵由多根金属柱构成，以代替滚压式泵的 Roiler，能逐渐碾压管道泵血。

1944 年 Kolff 及 Berk 发现血在盘卷型人工肾中被氧合，因而，设计了聚乙烯毛细管盘卷型膜式氧合器。1948 年 Bilrk 研制第一架转碟式氧合器。1950 年 C1ark 及 Gollan 等应用血液消泡剂，成功地创制了微泡鼓泡式氧合器。1951 年 Dennis 最先将全身体外循环应用于临床，人工心肺机工作良好，但终因手术失误而失败。

1953 年 Gibbon 利用垂屏式氧合器和滚压式泵进行体外循环，为 1 例房间隔缺损患者成功地进行了手术修补，从而使心脏外科进入了一个崭新的阶段。

1956 年美国、瑞典、英国和日本等国家相继在临床开展了心内直视手术，至 1957 年体外循环便在世界各地广泛开展。

随着心脏血管外科的迅速发展，我国在 50 年代中期开展了人工心肺机和体外

循环的研究。1956年上海市胸科医院和上海医疗器械厂协作设计了滚压式血泵和鼓泡式氧合器，1957年制成第一台国产人工心肺机。同年先后于西安和上海开展了体外循环的动物实验研究。1958年6月西安第四军医大学苏鸿熙教授应用Lillehei－Dewall人工心肺机为1例6岁男孩施行室间隔缺损直视修补术成功。同年7月上海市胸科医院应用国产人工心肺机，在体外循环下为1例先天性肺动脉瓣狭窄患者行矫治术亦获成功。其后，上海医疗器械厂与上海体外循环协作组协作，先后研制成上海Ⅰ型（垂屏式氧合器）和上海Ⅱ型（转碟式氧合器）人工心肺机。1959年全国心血管疾病会议后，在全国范围内广泛开展了体外循环心内直视手术。1981年在上海和1986年6月在广州先后召开了全国体外循环设备技术交流会，对体外循环器械和灌注技术的发展起了积极的推动作用。随着国外新型鼓泡氧合器的蓬勃发展，我国上海、天津、广州、西安和长春也先后试制成新型的鼓泡式氧合器，并成功地应用于临床。

高分子化学工业和塑料工程技术的迅速发展，为研制膜式氧合器和离心血泵提供了大量可选用的材料和新技术。由于膜的性能和设计技术的不断改进，膜式氧合器的使用面积已由Clowes（1956）的25m^2，减少到2.5m^2。目前所用微孔Teflom膜或空心聚丙烯微孔纤维，气体交换效果远远超过了硅橡胶膜，仅为0.8m^2的装置，就足以满足成人气体交换。我国自1980年初，上海等地对膜式氧合器亦开展了研究。

离心血泵是根据新的动力学原理在60年代研制成的一种新型血泵，即应用快速旋转的唧轮产生的离心力作为动力来驱使血液流动，具有相对创伤小，安全可靠，操作简便的特点。近年来离心血泵已在许多国家，不仅用作心脏辅助治疗，而且用于常规体外循环灌注，深受心脏外科医生和灌注医师们的欢迎。

第二节　氧　合　器

在常温静息状态下，成人每分钟心搏出量为3L/（m^2·min），肺通气量为4L/min，氧摄入量为130ml/min，使静脉血氧饱和度从73%提高到95%以上，静脉血氧含量从14.8ml%提高到20ml%，动静脉血氧含量差为4.1ml%左右。

成人的基础氧耗量为4ml/（kg·min），婴儿或儿童在生长发育中，不论按公斤体重或体表面积计算，耗氧量都较成人为高。20kg儿童为135ml/（kg·min），60kg体重成人为85ml/（kg·min）或31/（m^2·min）。但是由于氧合器性能限制，腔静脉回流不足或动脉插管口径有限，如此高流量难以达到，血液损害增多及动脉插管处压力和速度过高的危险，现代体外循环都结合低温和血液稀释基本方法，以弥补氧合器及体外循环机械性能不足，减少血液损害或灌注的意外。在中等度低温下，成

人流量控制在 2.2～2.4L/（m^2·min），儿童流量控制在 2.4L/（m^2·min）左右。

一、氧合器基本原理

氧合器是将其进入的静脉血中的二氧化碳排除，使氧分压升高而成为动脉血的一种人工装置。由于它模仿人体肺的换气功能，临床常用于心脏外科手术，在心肺循环阻断后暂时地替代人体肺的功能。

在体外循环回路中，氧合器取代肺脏，起着换气作用。对氧合器的主要要求是：预充量小、氧合性能好、祛泡安全、微栓过滤作用强、血液损害少。成人用的氧合器的氧合性能，应达到每分钟氧合静脉血液 6L，将血氧饱和度为 70％的静脉血液或氧饱和度为 40％的冠状静脉回血充分氧合，使氧饱和度接近 98％～100％。

体外循环中，氧合器起着类似肺脏的氧合作用，同时排出二氧化碳。常用的氧合器有两类：一类氧合器中，血液与氧气泡直接接触，进行气体交换，如鼓泡式氧合器。以往曾经被一度应用的静立垂屏式或碟式氧合器也同属此类。另一类氧合器中，血液与氧气不直接接触，而是通过塑料制成的半透膜进行交换，称为膜式氧合器。不论何种氧合器，都是通过薄层血膜进行气体弥散，并存在血界面。鼓泡式氧合器中，存在血气界面，膜式氧合器中，存在着和血膜及塑料制成的半透膜间的血异物界面。两类氧合器中，血液氧合过程中，都存在血膜厚度问题。与自体肺换气相比，氧合器中的血膜厚度较肺部弥散距离高出 20～60 倍。膜式氧合器的半透膜性能尤为关键，半透膜选材的二氧化碳弥散系数要求不低于氧气的 12 倍。由上可见，与人体肺泡换气相比较，氧合器的换气面积和换气效率都有一定的限制。

鼓泡式氧合器中，氧气通过分气筛板被鼓入血液中，血液与无数氧气泡形成血气界面，以进行气体交换，氧合器内氧分压可高达 93kPa（700mmHg）。氧气泡被鼓入并形成涡流，有助于增加换气面积，却造成更多血液损害。氧气泡的形成和破灭产生的应力变化是造成损害的主要原因。氧合器及心内负压吸引，是构成体外循环中血液损害的主要场所。鼓泡式氧合器的氧合性能，取决于氧气泡的大小、氧气柱高度及氧合室容积。氧合器过大，增加体外循环预充量，过度充氧，无助于氧合血红蛋白更多携氧，却足以造成更多血液损害。二氧化碳被过度排除，CO_2 分压降低过度，甚至氧离解曲线左移，不利于氧的释放和组织摄氧。因此，现代鼓泡式氧合器多属微泡型氧合器，氧流量与灌注血流量小于 1。鼓泡式氧合器是现今最为普遍应用的氧合器。

膜式氧合器中，血液不直接与氧气相接触，气体通过半透膜进行弥散。其最大的优点是血液损害较小。然而，半透膜材料选材要求严格，运转时间长时，仍不免因水汽、纤维素和血小板的附着，影响气体的顺利弥散。随着膜式肺研制不断改进，有逐步应用增加的趋势。

氧合器氧合性能的限制及氧合过程中血液损害是对有效体外循环的制约，影响

循环系统功能的良好运行。

总之氧合器按设计原理可分为 3 种类型：血膜式、鼓泡式、膜式。

血膜式氧合器是较早使用的一种氧合器，其氧合原理是使血液均匀地在氧合部分形成薄的血幕，并且直接暴露在氧气中，达到氧气和二氧化碳的充分交换。根据血膜形成方式又分为静立垂屏式和转蝶式氧合器。由于此种氧合器体积大，使用时拆装、清洗、消毒均很麻烦，现已基本淘汰，临床上常用的两种类型氧合器是鼓泡式和膜式氧合器。

二、鼓泡式氧合器

鼓泡式氧合器（Bubble Oxygenator，BO）顾名思义是通过发泡后再去泡而达到氧合目的的一种氧合器。由于其氧合效果好，使用安装方便而被广泛地应用于临床。

氧合器内芯的材料最常用的为聚氨酯海棉、尼龙网或涤纶微孔滤网。根据质地不同可分为袋式、桶式。还可根据氧合器的气泡分散性能分为中泡、微泡以及根据氧合能力分为大、中、小号。

氧合器的的结构形式有多种，但就其工作原理一般可分为 5 部分：氧合、消泡、过滤、贮血和变温。

1. 氧合

氧合部分是气体交换的主要场所，是氧气通过气体分散器，与回流到发泡室内的静脉血进行充分混合的过程。

气体分散器多为钛粒高温热合而成，孔径大小不等，且仅允许气体通过而液体和血不易通过。分散器的性能决定氧合性能，因此多分为大、小号。聚乙烯等材料打孔的孔径一般较大，当不通气时液体或血易通过其倒流入给氧管，尤其在预充以后中断给氧时易发生此现象，如中断一定时间后再恢复给氧时，往往会影响以后的给氧效果。

气泡的大小和数量在氧合装置的功能方面有着十分重要的作用。大气泡因气泡的表面积与气泡内所含的气体容积的比率小，故其相对携氧能力差，使大量气体浪费，气血比值多为 1∶1～3∶1。在使用时，为提高氧合而增大氧气流量，往往导致更大的气血搅拌和涡流，进一步增加对血液的损害程度。其优点是排除二氧化碳的效果较好，但在低温灌注时，又感到二氧化碳太低。

小气泡因其气泡表面积与气泡内所含气体容积比率较大，携氧能力好。由于气泡的大小和数量决定氧合面积，因此在一定流量条件下，气泡愈小，数量愈多，血气交换面积势必愈大，对氧合愈有利，较少的氧气便能得到好的氧合效果。此类氧合器的气血比值多为 0.4∶1～0.8∶1。另外，由于气泡小，与悬浮在血液中的红细胞碰撞机会少，红细胞损伤机会相应减少，因此对血液的破坏相对较小。但小气泡对消泡和过滤的要求较高，否则微气泡易泵入患者的动脉系统内。此外，由于二氧化

碳的去除取决于氧合器装置内氧换气的容量，因而较低的氧流量往往伴随二氧化碳蓄积的危险。

总之，理想的氧气流量和有效的二氧化碳的排除取决于适当大小的气泡，并由此决定着氧合装置的性能。

体外循环复温时，二氧化碳的移除率高于氧耗率，为维持正常的 PCO_2，往往需要加入氧流量以增加换气，虽然温度上升使代谢率增加，但仍不可避免地产生较高的 PO_2。因此，为保持正常的血气值，应根据情况随时调节气血比值。

总之，影响氧合效果的因素有：气泡形成的大小和数量、氧合室的容积大小和长度、应用的氧分压、氧气在血液中搅拌的能力、氧合器的扩散能力。

2. 消泡

是静脉血与氧气混合形成气泡后再进行消除的过程，也是氧合器的关键部分之一。常用硅油作为消泡剂。可将硅油与乙醚混匀后，均匀地喷洒在消泡物上。消泡材料有聚胺脂泡沫海绵、不锈钢丝或尼龙丝网等，最常用的为聚胺脂泡沫海绵。消泡中需注意几方面的问题：消泡场所必需要有充分的能力对付其氧合过的泡沫血的血流速度，因此，要求有一定面积的消泡材料，并且血能较均匀地分散通过消泡区；消泡材料尤其是聚胺脂泡沫海绵的孔径对血流阻力有一定影响，特别是当孔径过小且去泡剂涂层厚或不均匀时，易使血液贮留在氧合室内；去泡剂涂抹过多，因血流冲击易脱落，形成微油滴，当无良好的过滤系统时，有产生栓塞的危险；当消泡部分与贮血室连接不严密时，易使气泡进入贮血室，尤其是微气泡易随血液泵入到患者的体内，有形成气栓的危险；消泡的性能随其流量增大和时间的延迟而降低。

3. 过滤

在氧合器收集的血液再泵入体内时进行过滤，是防止机体微栓塞的重要环节之一。微栓有 3 种：微气栓，可来自心脏和肺静脉，氧合器本身；外源物质，可来自氧合器（棉织纤维、硅油、塑料碎屑等），泵循环（管道接头碎屑等），手术环境（滑石粉、线、灰尘、布单等纤维或颗粒），库血的应用：内源物质，可来自红细胞、血小板、白细胞和组织创伤后释放产物引起的聚集体，纤维蛋白，钙和动脉硬化等组织碎屑，变性蛋白，脂肪滴。

氧合器内过滤网目前国内常采用锦纶筛网，40～60μm。亦有用尼龙或涤纶织物等。过滤网应包裹在去泡海绵之外并保证有一定的过滤面积：低阻力，能使重力引流保持通畅，同时义能尽快地滤过以保证灌注流量。

滤过可减少脑、神经系统、肺等重要脏器栓塞的并发症，亦可进一步增加消泡功能，延迟微气泡通过时间。总之，理想的过滤应当既能有效地滤过血液中的微气泡和其他颗粒物质，义对血液成分无损害。

4. 贮血

鼓泡式氧合器的最后部分均为贮血室，用以储存去泡后的血液（即氧合过的动

脉血）。在动脉贮血库内储存一定量的血液对体外循环灌注是一安全保障。在灌注中，如引流突然中断，应有立即处理的反应时间，一般至少应有10s左右，至于储存多少血液为合适量，应根据不同的氧合器贮血室的设计而定。贮血室应符合以下要求：进入贮血室内较大的气泡能在输出前浮出；通过贮血室的血流应平稳，尽量减少湍流，以防止将气泡带进动脉系统；灌注流量较高时，在贮血室内的血液亦应较多，因为在较高流量时血液向下流动的力较大，微气泡不易浮上来，所以，根据流量的高低设计制造出大小不同的贮血室。

5. 变温

变温是对体外循环中血液进行降复温的部分。因为降低温度可以降低组织代谢，弥补因灌注不足可能带来的损害，所以低温几乎是心脏外科体外循环的常规。由此对变温装置的性能和要求也就愈来愈高。

变温器类型较多，与氧合器合为一体的多为直的多管型或螺旋盘绕的波纹管型等。目前，较为先进的氧合器变温部分都与其他部分组合为一体，这样既可达到变温目的又不增加预充血量。变温装置大多均置于氧合器的静脉端或在氧合过程中，这样在万一变温过快或温差较大时，血液内溢出的微气泡不至于被直接泵入病人体内。变温材料多为不锈钢或环氧树脂涂层的铝管。

总之，良好的鼓泡式氧合器除具有这5种功能外，尚应具备尽量减少氧气与血液的直接接触所造成的血红蛋白变性：血液接触面要十分光滑，任何粗糙面均会造成血液有形成分的破坏，释放凝血因子，形成栓塞；所用的材料应具有高度的稳定性和良好的血液相容性；具有良好的氧和二氧化碳的交换性能；在较长时间转流时，气体交换率和消泡去沫率不下降，过滤阻力增加较少；合理的构型；尽可能的为一次性使用，以避免清洗不净所致的反应；安装，操作和控制简便，且易消毒灭菌。

三、膜式氧合器

膜式氧合器（Membmne Oxygenator，MO）是现今最接近人体生理状况的一种氧合器。此种氧合器的气体交换是通过一层可透气的高分子膜进行的。其特点是气血不直接接触。由于它的仿生性较好，目前在临床得到愈来愈广泛的应用。

膜的材料有聚丙烯、聚四氟乙烯、多聚乙烯、甲基硅酮等，最常用的为聚丙烯。聚丙烯膜是一种相当稳定的高分子化合物，由于不需加任何化学溶剂和添加剂仅用物理加工，因而毒性小，血液相溶性好，机械强度高，透气性好，价格低廉，因此世界上大多采用聚丙烯作为膜材料，聚四氟乙烯膜加工困难且价格昂贵，现已淘汰。硅橡胶透气性能极佳，机械强度高。

总之，膜的材料应具备：生理毒性小，血液相容性好；氧传送快，二氧化碳弥散好；抗张力，不易渗透或破裂。

膜式氧合器可根据基本结构分为无孔膜型和微孔膜型。

无孔膜型的材料主要为硅橡胶拉制成非常薄的膜精制而成，如 Sci－Med 氧合器。由于硅橡胶透气性极好且无孔，适宜较长时间的转流。

微孔膜上的孔是一个非常小的孔，其孔径小到仅允许气体能自由渗透而不允许血液成分通过，一般为 0.1～5μm。根据不同的设计构型又可分为：

折叠膜式，如 Cobe、Travonel。后者利用可充气装置降低或增加血膜的厚薄用以调节氧合效能。在血膜间附有突起的内网，造成涡流，分散边缘层以增加氧合能力。TMO 是临床较早应用的膜式氧合器，无变温部分或在动脉端变温，甚至需双泵灌注，使用较为繁琐。

中空纤维膜式，绝大多数膜式氧合器为此种类型。气体交换主要部分由许多根中空纤维组成，有 1～7 万根不等，每种氧合器的纤维数量和长短则根据其膜的透气率所能达到的氧合面积来而决定其不同。根据血流路径不同又分为血走中空纤维内和外两种，后者较前者阻力和跨膜压差小，气体交换性能好。

膜式氧合器的形式多种多样，其氧合原理主要是气血不直接接触。气体通过很薄的膜向血中弥散，这层膜就象肺内的血气屏障，只能让气体自由通过而不允许液体渗透。

第三节　血　　泵

血泵是体外循环装置的主要部件之一。一个完整的体外循环人工心肺机系统应由 4～5 个泵以及其他装置组成。血泵是体外循环的动力部分，其主要作用是代替心室的搏出功能和术中火血的回吸或用于心脏停搏液的灌注。

血泵在其发展过程中曾有许多种类型，按其结构可分为：指压式泵、往复式泵、滚柱式泵和离心泵等。还可按其使用的目的分为动脉泵、静脉泵、吸引泵和灌注泵等。在多年的临床实践中，某些泵经历住考验延用至今，有些则因有这样或那样的缺点而被淘汰。目前应用最为广泛的是滚柱泵，新型有发展前景的是离心泵。

一、滚柱泵

滚柱泵在临床多年的使用中不断地加以改进和完善，从最简单的单向平流型血泵发展为当今现代化的由电脑控制的亦可双向驱动以及产生搏动血流的装置，使灌注更趋于安全、有效及合乎生理。

滚柱泵主要是由泵头、泵控制面板、电气传动装置等部分组成。

（一）泵头

电机旋转运动通过传动装置传入泵中心轴，带动与中心泵轴相连接的两个自行运转的滚柱，在半圆形的泵槽内旋转滚动，推动血液向前流动。

1. 流向

滚柱与泵管的接触应为闭合式，以保证单向血流。一般较好的泵头不仅可使血流正向流动，还可由操作控制进行反向流动。这样做可为使用提供了一定的方便，甚至可在泵空等意外发生时，提供抢救手段。

2. 流量

应有较大的流量范围，小到足以维持婴幼儿的辅助循环，大到能完成成年人的全心肺转流，一般在 0 ~ 6000ml/min，便可满足各种体重的灌注。泵要求在一定阻力范围内不改变流量，在低流量和高流量时均应稳定。

3. 流速

泵管是能的转换部位，即泵的机械能传至血液使之流动。泵管内径的粗细、泵管弹性、泵槽直径、泵的转速及泵管的出入口大小，均会影响血流通过的速度和血液破坏的程度。在高流量时，泵速和流量呈线性关系。

4. 泵压

滚柱对泵管的挤压过度或过松，均会造成血液的破坏，要想达到既无过度挤压又无返流，主要取决于两个条件：滚往和泵槽之间可调的精密度：泵管壁厚薄均匀，误差小。有的泵头因长时间运转或使用不当，产生中心轴偏差，使得两滚柱对泵管的压紧度不同，这个问题可在分别调节滚柱压紧度的泵头上得以解决。有的泵头还可以在滚柱旋转的同时调节其对泵管的压紧度。

5. 管夹

是固定泵管的装置。泵管夹内可有不同厚度的垫片以备选用不同型号的泵管。泵管夹固定泵管应以既不改变泵管内径又能夹紧泵管为准，防止在滚柱的反复推动下产生滑移以影响灌注。泵管固定夹应固定准确、操作简单和使用方便。

6. 泵槽

内壁一般为优弧半圆形或圆形，要求内壁光滑无毛刺。无需密闭，易于清洗和擦拭。

7. 泵盖

泵盖主要作用是在泵运转中起保护作用，防止液体或异物溅入泵内损伤泵管。泵盖应透明，以便观察滚柱运转情况，有的泵盖有安全保护装置，在泵头启动运转时，揭盖则泵停止运转。

8. 手动装置

任一泵头均配有手动装置，以便在停电时继续运转维持循环。滚柱泵的手摇柄一般仅能逆时针方向转动。

（二）控制台面板

控制面板在高级的人工心肺机上是全电脑化的控制开关及显示器，一般的心肺机泵头上所具有的装置为：

1. 电源开关

为按键式或触摸式开关。有的泵为保证安全防止错误操作，进行双指按压触摸启动，如美国 3M 公司的 sarns9000 型心肺机系统。电源开关均配有保险装置，以防电压不稳时将泵烧坏。

2. 流量旋钮

一般顺时针方向为增大流量，在同等流量时，各泵头流量旋钮旋转的弧度不同。

3. 流量显示

液晶数字显示的流量比较直观，有的为表头显示，如丹麦的 Polystan 型心肺机、国产上海、广东等心肺机，一般机内电脑计算流量是以硅橡胶泵管或聚乙烯塑料管的内径为标准，每转搏出的量与转速的乘积即为每分钟的流量。但应注意到，两种相同内径的泵管，由于其弹性和管壁不同，实际流量可不同。

4. 转速显示

转速显示可以间接地显示流量。一般可由选择开关同时控制和显示流量或转速。

5. 管径选择

使用不同口径的泵管其流量不同。因此，在使用时，应根据实际应用的泵管口径将选择旋钮指向所用的型号。

6. 指示灯

一般均有电源指示灯，有的机上还有转向或转速指示灯。这些指示灯往往与开关合并在一起，如 sarns、WD 心肺机系统。

7. 反向转流开关

一些心肺机具有反向旋转滚柱的功能。为了防止误操作，在开关上增加了保护措施。注意在使用反向运转时，将流量旋钮调至零，关闭正向流量开关后再启动反向开关，同时凋节流量旋钮。

8. 搏动控制装置

带有搏动性能的泵具有搏动控制开关。在启动搏动开关之前，根据情况选择搏动延迟时间和搏动比率以及触发型式等。应特别注意的是，在非搏动与搏动之间进行转换时流量的改变，尤其在由搏动改为非搏动时流量增加，谨防泵空贮血室。

二、离 心 泵

自1972年离心泵问世以来，至今已有20多年的历史，第一个Bio - Medicus离心泵制造成功以后，临床应用并未被广泛接受，直至80年代初左心辅助被广泛重视以及Dixon等报告在临床应用离心泵无需肝素化后，离心泵的应用才迅速发展。1984年义推出了Centrium离心泵，也就是后来进一步改进的1987年所推出的Delphin离心泵，新近又推山一种名为Lifestream系统lsoflow离心泵，其系统可与Bio - Medicus兼容。离心泵和滚柱泵之间有许多不同之处，并具有许多的优点，而被临床逐渐地认识和广泛采用。

（一）工作原理

离心泵泵头的磁性后室与带有磁性装置的驱动马达相互进行磁性连接，当驱动马达高速旋转时，带动泵内结构高速旋转，产生涡流和离心力，推动血液前进。

最常用离心泵有两种。一种为Bio - Medicus离心泵，泵头内为一系列的旋转锥体，最内层的一个锥体与泵控制仪进行磁性连接，当使其高速旋转时，产生离心力带动外面两个锥体旋转，推动血液向前（图7 - 6）。另一种较新的为Delphin离心泵，泵头也是靠磁性连接，其内部带有高度光滑的翅片，使其能以相对低的转速产生与前者相同的流量，以减少因高速旋转产生热溶血的机会（图7 - 7）。新近推出的Isoflow离心泵其泵头结构与Delphin泵头类似（图7 - 8）。

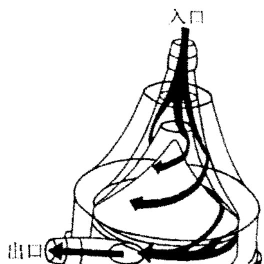


图7 - 6　Bio - Medicus离心泵泵头

流量传感器的传感方式有超声和电磁两种。Delphin离心泵的传感器是通过换能器发射超声信号到达红细胞后，再折回到接收器，多普勒通过对流速有关的超声信号反馈换能，确定其血流速度。超声传感器对影响血流量的变动因素，如血液、温度、管壁硬度、血粘滞度、红细胞压积、电磁干扰以及血泵抖动等，通过数字信号处理技术，把输入流量计的讯号过滤及解码后，再提供精确的读数。Bio - Midicus和Isoflow离心泵的传感器均为电磁性传感器。利用法拉第原理，即血流通过磁场的变化而测得，不易受湍流、红细胞压积等因素的影响。

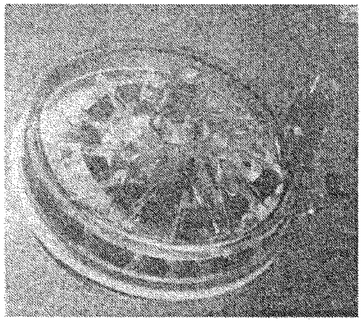


图 7－7　Delphin 离心泵泵头

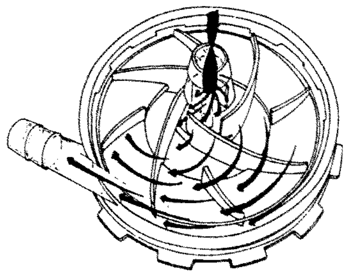


图 7－8　lsoflow 离心泵泵头

（二）离心泵与滚柱泵特点比较

1. 血液破坏

滚柱泵与离心泵进行体外实验比较，发现离心泵和滚柱泵之间存在着不同，在转流超过 6h 后即有统计学意义。16h 后离心泵的溶血显著小于滚柱泵，后两种离心泵转流 40h 溶血无显著差异。两种离心泵间在血液损害方面存在着不同。

2. 压力形成

离心泵有其非阻闭性的特点，可使最大正压的产生受到限制。如 Delphin 泵，当开到最大转速并钳闭其输出管时，所产生的最大压力仅为 93kPa（700mmHg），这个压力不足以使动脉泵管崩脱。而钳闭滚柱泵管的输出端，则可能使泵管崩脱或破裂。这个限制过高压力的特点，可避免某些并发症。如当动脉插管内血流撞击动脉壁时，滚柱泵则按其设置的流量持续灌注，所增加的压力可能导致主动脉壁的损伤，而离心泵则不会产生能引起损伤的过高压力。

离心泵最大负压的产生也是有限的。由于负压产生能引起气穴现象，使溶液中的空气形成微气泡，并且红细胞对负压的耐受性远不如正压，因此限制负压的形成，对降低溶血和防止气栓是至关重要的。

3. 流量反应

离心泵头为非阻闭性，可随其循环路径和体循环阻力有一定变化，有时在同样

的转速下，由于体循环阻力的影响，流量可有 200～400ml/min 的变化。此点较类似人的心脏，对压力和阻力能进行适当地调节，当阻力升高时，流量适当地降低；阻力降低时，流量又适当地升高。这使灌注医师能较好地了解病人的情况，及时给予调整和处理。滚柱泵则对阻力变化无任何反应。

4. 气泡传输

离心泵不会将大量气体泵入体内，泵头血流入口处为涡流中心，压力较低，进入的少量气体可储存在内。而滚柱泵一旦空气进入时，则不可避免地泵入循环路径，存在产生气栓的危险。

5. 灵活性

离心泵头及驱动马达小，可通过导线连接在一定范围内移动。这给使用带来诸多方便，如可架置在紧靠病人的身旁，充分缩短循环路径，既减少了异物界面，又可在较高流量下，不用或少用肝素。而滚柱泵泵头与控制部分连为一体，循环路径长，必须肝素化。

6. 安全性

离心泵有内壁光滑，血液破坏小，不产生过高的压力和防止泵入大量气泡的特点，大大提高了灌注的安全性。滚柱泵则因有泵管磨损或压力过高等因素产生泵管毛刺、颗粒脱落、破裂、崩脱和泵入空气的危险。

7. 隔热性

离心泵高速旋转产生的热，由高质量的密封垫圈隔离，以免因热的传递对血液产生破坏。为防止在使用中因渗漏所至的破坏，应定时检查泵头。

8. 流量传感方式

Delphin 离心泵的流量传感器方式为超声多普勒、非侵入性重复使用的探头，准确度在 10%以内（受稀释度和管道口径的影响），方便拆卸，Bio－Medicus 离心泵传感器为侵入性一次使用的电磁流量探头，需手工校正调零。lsoflow 的传感器亦为电磁传感器，可自动校正。滚柱泵则由机内电脑通过计算滚柱转速与泵管内容量的乘积而间接得到。

9. 操作

离心泵本身操作简单、安全，但因其非阻闭性的特点，在某些操作方法上与滚柱泵有很大的不同。

10. 费用

离心泵头均为一次性使用，其消耗品费用远高于泵管。因此，在使用上，除考虑离心泵为病人带来的好处外，还应考虑其病人在经济上能否负担较高的费用。

离心泵与滚柱泵主要特点相比见表 7－1。

表 7－1　　滚柱泵与三种离心泵的主要特点比较

特　　点	滚柱泵	Bio－Medicus	Delphin	Isoflow
溶血性	较高	低	低	低
压力形成（kPa（mmHg））	极高	980	700	600
对阴力自我调整	无	有	有	有
气泡传输	大小均可	微气泡	微气泡	微气泡
流量传感方式	间接计算	电磁	超声	电磁
耐用性	永久性	一次性	永久性	一次性
搏动血流	有	无	有	无
预充排气	易	不易	易	易
顶充量（成人）ml	50	80	48	60
泵头可移动性	无	需另配	可	可
泵转速（3L/min）	100r/min	1500r/min	1000r/min	900r/min
手控时移动泵头	无需	需	需	需
顺（反）向手摇驱动	r/min－116	74/90	56/8	—
备用电池/时限 min	无	有/60	有/120	有/90

第四节　监测系统

体外循环（CPB）心内直视手术是一个非常复杂的过程，一方面由于其病变器官本身就是维持生命的重要器官，另一方面要对这重要器官进行手术时，又必需用很复杂的手段，即体外循环来达到目的。而体外循环过程并非处于生理状态，是一种控制性休克，为了保证患者在麻醉和手术期间，特别是在体外循环期间，各生命器官和细胞代谢处于正常或接近正常状态，以维持血流动力的稳定，满足各重要器官的血液灌注和氧供应，对体外循环前、中、后各生命体征的监测就十分必要。随着医疗仪器的不断发展，监测项目愈来愈多。常见的检测项目有：心电图、动脉压、中心静脉压、左房压、体温、尿量、血气及电解质、激活全血凝固时间(ACT)。

全血活化凝固时间（ACT）作为肝素用量监测的标准。体外循环心内直视手术依赖于肝素的抗凝，而体外循环终止后，又需用鱼精蛋白中和肝素。肝素或鱼精用量既要充分又不能过量。肝素用量不充分易形成血管内凝血、血栓形成和消化道凝

血病等，而肝素用量过度除加重术中、术后出血外，有造成颅内出血的危险。然而肝素用量个体差异很大，可相差 3 倍，在体内消失的速度可相差 4 倍之多，因此肝素的用量必须个体化，必须监测。

ACT 的监测方法有两种，一是用恒温水箱进行测定，另一种是使用 ACT 测试仪，目前最常用的是美国 Hemochron ACT 测试仪。方法是由术者从右心耳抽血 2ml，排气后注入 ACT 测试管中，并反复颠倒使血液与硅藻土充分混匀后插入检测器中同时按下计时表，至出现血凝的时间即为激活全血凝固时间，ACT 正常值为 60～130s。肝素化后 10min，用上述方法再测试 ACT，心肺转流时，应将 ACT 控制在 400～600s。若低于 400s，可根据肝素剂量反应曲线计算出不足的肝素量并予以追加。体外循环终止，鱼精蛋白中和肝素 10min 后，再重复测试 ACT 值，如 ACT 较生理值长，则需追加鱼精蛋白；使之达到生理值水平。

随着科学技术的不断发展，人工心肺机的性能愈来愈先进，进行监测的附加装置也愈来愈多。

一、血液平面报警器

体外循环中发生动脉管内大量进气而产生气栓虽然比较少见，但是，一旦发生就会造成严重后果。能够引起气栓的原因很多，但以氧合器内血液泵空而使大量空气进入体内所造成的危害最大，因此，对氧合器内血液平面实施监测就显得非常重要。

血液平面监测有以下几种类型，即容量系统、重量系统和光学系统。容量系统用一条金属带放在氧合器一侧的适当平面，即灌注医师希望报警的平面，这仅是一种声音报警但不会停泵。重量报警实际上是称出支架、氧合器及氧合器内容物的重量，当氧合器内容量增加使重量上升，动脉泵头转动增快，以便维持住预置的平面。光学报警器是一种装于氧合器支架上按灌注医师要求报警的液面在氧合器的侧方向上移动的装置，是目前较为常用的一种液面报警方法。

光学报警系统可进行高、低位血平面的报警，但其在体外循环中的主要功能还是低位血平面的报警。体外循环运转前，灌注医师将监测传感器贴附于氧合器外壳预先选定的报警液面处，只要光源前面有血液，光线即返回到传感器，当液面低于预设的报警液面时，传感器未感知到反射光就会发出报警声。报警器可调置在自动位，报警器在发出报警卢的同时自动停泵，待血平面恢复以后，血泵自动恢复正常工作。该系统最主要的缺点是，如果光源前面有血块形成，则传感器内即有反射光。

目前该类装置中，国外产品较好的是美国 Sarns. 血液平面监测器。该装置可监测到在所需监测液面上下 ± 2（0.5cm）内，但只能用于硬壳储血氧合器，壁厚为 0.03～1.0（0.8～2.5mm）。国内生产的液面、气泡、泵压检测仪除具有自动功能外，

还设有手动开关，当检测仪处于手动状态时，只报警而不停泵，消除了误报警可能造成的危害。本装置的探头均不与血液接触，无需消毒。

二、气泡探测器

气泡探测器是一种用光源和探测器探测泵头远侧动脉管内气泡的装置，该装置连接较容易，在体外循环转流前，将监测探头卡于动脉管道上，探测器在探测到气泡后，在发出报警声的同时，使血泵停止运转。

Sarns 气泡探测器是目前临床应用中较为有效的装置。该探测器有 3 种规格的传感器，1/4 空气探测传感器在红细胞压积（Hct）为 15% ~ 40%，最大流量为 3L/min 时可检测到 5ml 以至更大的气泡：3/8 空气探测传感器在 Hct 为 15% ~ 40%，最大流量为 6L/min 时可检测到 1ml 或更大的气泡。但该装置在清亮液体或 Hct 低于 15% 及强电信号时会发生误报警现象。

三、泵压监测器

在体外循环转流过程中，体外循环机将血泵入动脉时，会产生一定的压力即泵压，正常情况下，泵压应 < 26.7kPa（200mmHg）。但如果动脉管扭曲，体外循环机开动时钳夹未能及时去除以及升主动脉阻断时误夹住动脉插管等原因，会造成泵管内压力急剧上升。由于泵压过高而造成动脉接头崩脱、泵管破裂、管道进气等一系列严重事故。为此，对体外循环转流中的泵压实施连续监测，一旦发现阻力过大，立即检查管道系统，可有效地防止上述事故的发生。

目前，测量泵压的传统方法是在动脉过滤器上端连接一只弹簧血压表，这样就可以观察整个体外循环过程中动脉管上的压力变化趋势。此种方法简单易行，比较可靠，但此监测法需要灌注医师经常查看表头，在泵压超过一定值时会发出报警声以提醒灌注医师注意。目前，国内有单位加工生产液面、气泡、泵压检测仪，除自动功能外，还设有手动开关，当处于手动状态时，只报警不停泵，探头不与血液接触，无需消毒。

四、应急电源（双重电源）

体外循环机在转流过程中绝对不允许断电。突然断电使循环停止会造成严重的后果。但电源突然中断的情况有时会发生，为了保证体外循环机在突然断电的情况下能不中断转流，体外循环机都应该备有双重电源——外接交流电源与电池电源。目前，许多体外循环机的应急电源是与血泵一起组装在心肺机的底座上，在交流电源断开时自动切换成电池电源。Sarns MDX 应急电源可同时为 2 个泵头及气泡、液

面监测器提供电源。Shiley 应急电源可同时带动 3 个泵头运转对于以备有电池电源的心肺机，灌注医师应该检查电量是否充足，以确保紧急情况下的电源供给。

五、动脉储血库安全活瓣（气栓控制器）

该装置连接于动脉储血库与泵管之间，其内部结构为一空心圆球（图 7－9）。在正常体外循环转流中，氧合器内充满血液，该装置亦充满血液，其内部空心圆球由于浮力作用而漂浮在上部，球瓣保持开放状态，不阻碍血液的运转。当血库内血液泵空，空气进入球瓣室时，球体下落，球瓣立即阻塞泵管入口，使气体不能进入动脉泵管或体内。这个装置的最大好处是完全机械化而不需要任何电路。但此装置的可靠性并非 100%，在血液泵空时仍有一些小气泡被吸入动脉泵管内。虽然该装置能减少储血库泵空后气体进入动脉管道，但目前对该装置的效能仍有一些争论。Dideco 公司新近推出的 D703Compactflo 膜式氧合器，在设计上与其他氧合器有所不同，它在静脉储血出口处集合了一个用硅膜的自动关闭安全活瓣（图 7－10）。该活瓣与血流速度、温度或血液粘滞度无关，当储血库内血液降至 50ml 时，该活瓣塌陷，防止气体进入循环管路中，极大地提高了操作安全度，是目前较为理想的一种气栓控制装置。

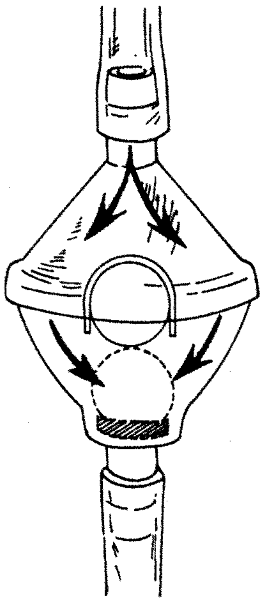


图 7－9　动脉储血库安全活瓣

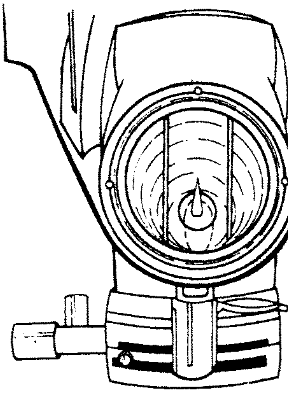


图 7－10　DidecoD705 自动关闭安全活瓣

六、静脉引流控制器

在体外循环转流过程中，为了维持一定的血容量，常需要将静脉引流量加以控制。常用的方法是用管道钳侧夹静脉引流管或在腔静脉引流管上加一螺旋夹，根据需要加以调节。但此种方法调节起来不大方便，且调节的量不准确，应用静脉引流控制器可以准确地调节静脉回流量。Shiley 静脉回流控制器设有粗、微调节，控制夹在任何调整位均能锁定。目前最为先进的是 Sams9000 型人工心肺机的静脉引流控制器，该装置由电脑智能化控制，数字显示出控制量，且能随意调节静脉回流量的百分比。调节范围为 0～99%，其精确度为 ±2%。但该控制器所显示的数字仅仅是直径为 10mm（3/8）管子的最大流量的百分比，对于直径为 6.4mm（1/4）的管子，显示的数字仅供参考。

七、滤 水 器

进行体外循环心内直视手术时均进行血液稀释，其稀释程度随不同方法及病种而异。血液稀释到红细胞压积为 20%～30%，是目前体外循环中较常见的，深低温或停循环手术者其稀释度更大。但随着心内手术的完成及血温的上升，血红蛋白浓度应相应地升高，如仅靠利尿、换血等措施经常收不到理想效果，换血还可能带来酸中毒、微栓等严重并发症。应用滤水器进行血液滤过，既节约用血又避免了因大量输血而带来的危害，可有计划、有目的滤出灌注中体内过多的水分，使血红蛋白浓度浓缩以达到所需要求的水平。

滤水器原理是模拟人体肾清除溶质的方式而制成的，它依靠滤过膜两侧的压力差将水和中小分子物质从血液侧滤过到对侧，以达到清除血液中过量水和溶质的目的。

滤水器是由聚酰胺中空纤维膜组成的高效滤过装置，其跨膜压差（TMP）为 40 ~ 80kPa（300 ~ 600mmHg），血液阻力一般在 2 ~ 2.66kPa（15 ~ 20mmHg），有效膜面积随各家产品而异，Harvey（H201）滤水器有效膜面积为 1.5m²，Bently 滤水器为 1.36m²，宁波医疗用品厂生产的滤水器膜面积为 1.2m²。滤水器去除分子量 2000 ~ 20000 道尔顿的物质比较容易，液体清除速率依赖于通过滤水器的血流速度、跨膜压差、红细胞压积及温度等。通过加大膜血液侧流量即对膜血液侧加正压或对滤液侧加负压可提高滤过率。高效滤水器，其超滤速度最高可达血流的 40%，虽然液体清除速度较快，但病人应用超滤后，其血流动力学较稳定。

体外循环中滤水器多用于心功能较差的重症病人及婴幼儿深低温体外循环手术，应用滤水器可排出体内过多的水分，减轻组织和脏器水肿程度，利于术后心功能的恢复。

体外循环中应用滤水器应注意以下几点：

①滤水器在滤出水分的同时会丢失各种电解质及葡萄糖等中小分子物质，应当根据滤出液量加以补充，否则会引起电解质紊乱及低血糖。

②肝素分子量约为 6000 ~ 22000 道尔顿，体外循环中应用超滤时至少有一定比例的肝素分子会被超滤出来。因此，在超滤过程中应严密监测 ACT 值的变化，并适时追加肝素。

③通过滤水器的血流量应当进行测定，一方面它决定清除速率，另一方面它还影响有效灌注量。所以在应用滤水器时，应相应地增加灌注流量，以防因有效灌注量不足而致组织缺氧，大多数装置要求流量为 200 ~ 300ml/min。

④由于超滤多用于液体负荷的控制，因此，应用于体外循环的后期。

⑤由于超滤会除去部分凝血因子，故有的作者不主张用于儿童。

第五节　SARNS9000 型体外循环机工作原理

一、概　　述

SARNS9000 型体外循环机是 3M 公司产品。由于其广泛采用计算机技术，在操作、中央集中显示、控制精度和后数据处理上较以前的体外循环机有革命性的改进，1992 年被美国工业设计者协会评为荣誉灌注系统。

SARNS9000 型体外循环机整机如图 7 – 11 所示。本机在总体设计上，将几乎所有监测与控制参数的输入与读取都集中在中央触摸显示屏上，减轻灌注医师同时管理许多设备的工作强度，以及消除容易分散注意力的缺点。并且，在信息写入与读

取上，采用了许多人性化的设计，对灌注医师或工程师等操作者在操作、维修或保养过程中进行提示与指导，对他们在使用过程中的不当操作提出警告。这种对话式用户界面被称之为“人机交互”。

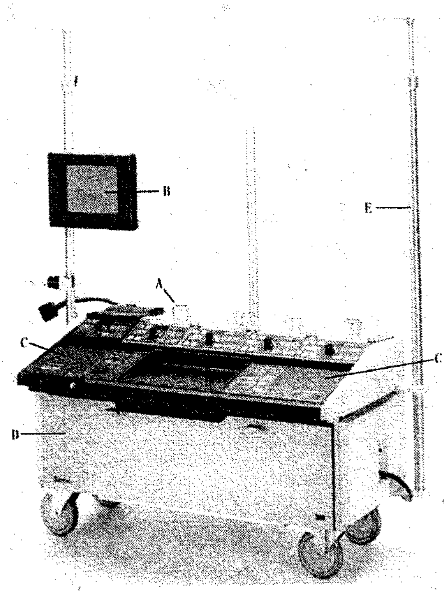


图 7－11　SARNS9000 体外循环机

SARNS9000 型体外循环机主要由 5 个泵及 1 个中央触摸显示屏组成，具有以下特点：

①各血泵（A）含有独立的控制及显示电路，具有开盖自停机安全保护功能。

②中央触摸显示屏（B）皆有显示信息和触摸输入功能。

③系统外面板（C）包含气体显示与控制，气泡及液平面监测，静脉回流控制，和电池状态显示等功能。

④系统内面板（D）包含动脉泵（主泵）选择、电路断开器、电缆接口、报警音量控制功能。

⑤系统两边及侧面有立柱供悬挂附件（E）。

SARNS9000 型体外循环机有设计多样化的特点，可十分便利地用作软件升级和外部功能扩展。主要特点如下：

①可自主选择任何血泵作为主动脉泵及心肌保护液灌注泵。

②可方便地控制氧合器所需混和气体及流量；

③随时监测灌注动脉血的大气泡，并及时控制停机。

④可由灌注医师设置储血袋的最低限量，当储血袋液面低于最低限量时会发出声光报警。

⑤可测量 6 路温度和 4 路压力。

⑥可提供电池余量指示。

⑦动态显示主动脉阻断时间及灌注时间。

⑧输出所记录的灌注数据。

⑨显示选装设备的参数，如血液化学监护仪的各种参数。

图 7－12 用图谱的方式说明开机后，中央显示屏“对话窗”的显示内容和各“对话窗”功能区域分配。基本信息显示在中央显示屏的上半部分。第二信息通过选择不同的按钮可显示在中央显示屏的下半部分。信息的颜色根据灌注功能编码的，如动脉数据为红色、静脉数据为兰色、气体数据为绿色、心肌保护液数据为紫色、辅助数据为绿色。各功能显示窗具体内容，将在功能介绍时加以阐述。

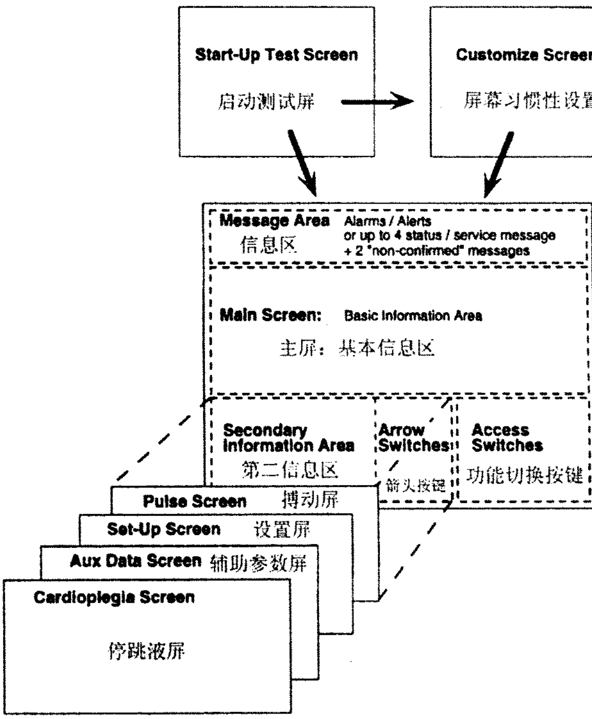


图 7－12 SARNS9000 显示窗口

二、SARNS9000 系统结构

SARNS9000 型体外循环系统主要由血泵、氧合器、安全参数监测器以及辅助设备构成，如图 7－13。其中四台血泵分别用作主动脉泵、吸引泵、排空泵、心肌保护液灌注泵。静脉血流从腔静脉引出到氧合器，在氧合器中与气体进行交换后成为

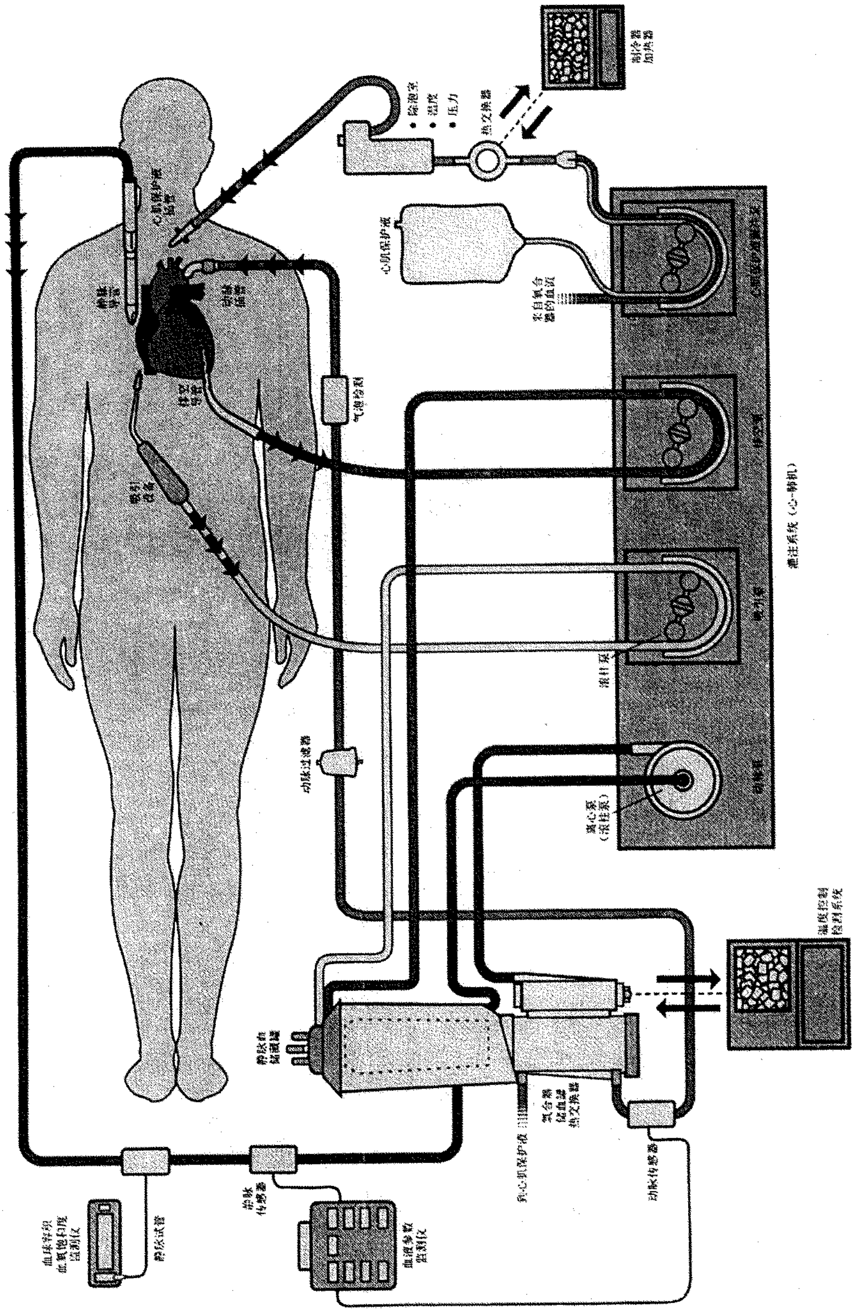


图 7－13　系统示意图

动脉血，氧合器的动脉血在储藏罐中储存并排除气泡后经主动脉的压力送到主动脉，再循环到全身各个器官。在这条循环途径中系统对血流的各个参数进行检测，

提供给灌注医师准确的信息便于及时进行调整。这些参数包括红细胞饱和度、血氧饱和度、动静脉压力、血液化学参数、温度、水平、气泡等。吸引泵和排空泵的作用是排出心腔内的残留血液，提供给手术者一个较为清洁的心腔内手术环境。心肌保护液的作用是使心肌停止收缩，以便于手术进行，心肌保护液与氧合器来的动脉血一同注入到冠状动脉。

SARNS9000 3 个组成部分相对独立是一个开环控制系统。由于心血管系统在人体中的特殊作用，各种参数的控制由灌注医师完成，也就是说血泵、氧合器的控制完全是人为手动控制的，监测器只是测量显示各参数并不参与控制。SARNS9000 型体外循环机的电子线路采用 STD 总线系统，结构如图 7－14 所示。STD 是英文 "Standard"（标准）的缩写，1987 年被批准为 IEEE961 标准。STD 总线是计算机的一种计算机总线。STD 总线采用模块化结构，抗干扰能力强，具有小型化、模块化、组合化、标准化的特点，故使用方便，设计和制造成本低，一跃成为应用最普及的总线之一。它包括数据总线、地址总线、控制总线和电源总线。中央处理器通过 STD 总线即可控制外围设备并与之通讯。SARNS9000 中主机通过 STD 总线控制外围设备，包括串行接口板、并行接口板、A/D 转换板，各板的功能如下所示。

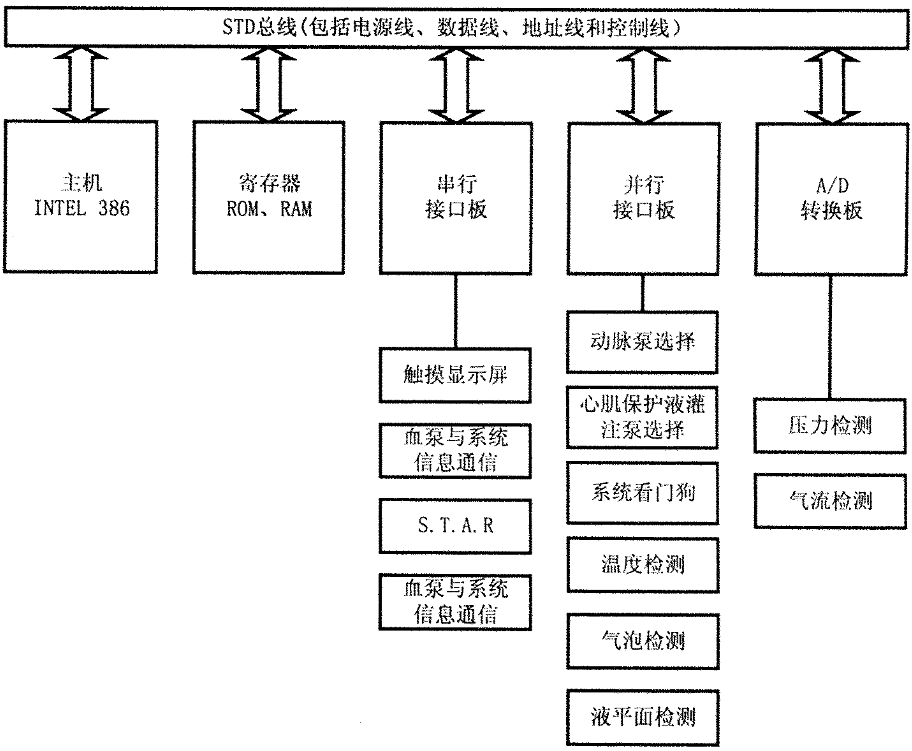


图 7－14　SARNS9000 电路总体结构图

SARNS9000 型体外循环机主机采用标准工业级 INTEL386 计算机。

1. 串行接口板

该模块完成主机与下列功能块的串行通信，触摸显示屏，血泵与系统信息通信，S.T.A.R. 系统（信息管理系统），CDI 血液化学监测仪。

2. 并行接口板

该模块完成主机与下列功能块的并行通信，动脉泵选择，心肌保护液灌注泵选择，系统看门狗，温度监测，气泡监测，液平面监测。

3. A/D 转换板

该模块完成主机对下列功能进行模数转换，压力监测参数、气流监测参数。

三、SARNS9000 型体外循环机各功能模块特点分析

1. 滚柱式血泵（图 7－15）

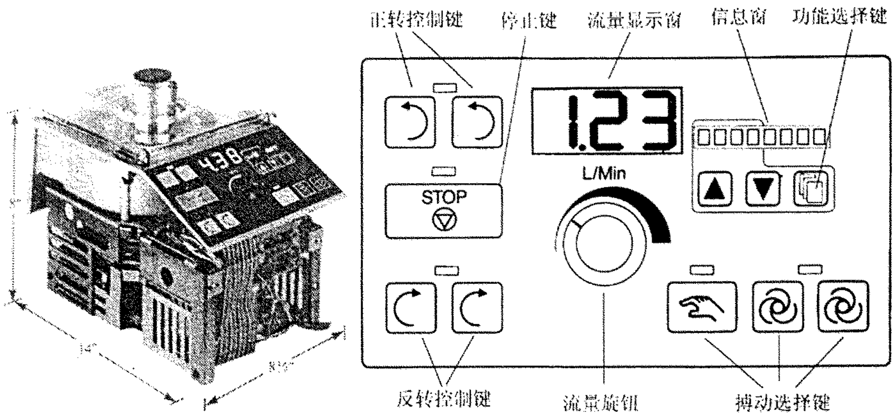


图 7－15　SARNS9000 型滚柱血泵及操作面板

SARNS9000 血泵为通用滚柱式血泵，系统允许独立操作每个泵。各个泵与中央显示器上的信息也可以构成一个独立的系统，不仅可以用作动脉泵、引流泵或吸引泵，还可以作为停跳液灌注泵。它由一个单片机微处理器管理控制泵速和电源。操作者设置一系列的参数以便微处理器调整血泵速度以及压力、温度、流量极限值，当超出压力、温度、流量或其他报警参数的范围时系统将停止血泵或显示报警信息。该泵在最大速度 250RPM 时能输出最大流量 9.99L/min（与所使用得泵管有关）。

电源原理如图 7－16 所示。“泵头驱动电路板”直接控制马达，马达输出精度由“泵头控制电路板”的测速光盘调整。而“泵头单片计算机”和“显示电路板”则通过“安全电路板”参与整个系统的工作，所以在单片机出现故障时，该泵仍能完成基本操作，如控制转速和方向，停泵和基本系统安全保障功能，如过流和飞转，

但没有显示。

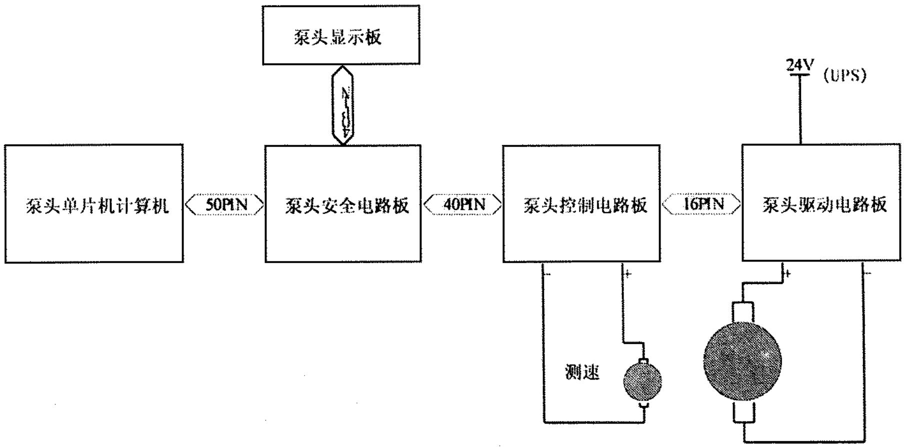


图 7－16　血泵电路原理图

2. 动脉泵（主泵）

动脉泵也称为主泵，完成模拟心脏将氧合器氧合后的类似动脉血打入人体动脉血管中。它是无论开展任何心脏外科手术所需的最核心设备。该泵不仅应具有前面血泵所有的功能外，而且灌注医师还要求其提供其他特殊需求。

SARNS9000 系统可任选一个滚柱血泵作为主泵，选择开关在前系统内面板插槽 11 号电路板上。这时被选择的血泵显示窗会显示“ART”字样。

SARNS9000 动脉泵还提供搏动功能，该功能能有效模拟心脏的跳动。需要注意的是，这时的流量（L/min）是一个周期的平均流量。

3. 心肌保护液灌注泵

跳动的心脏不仅增加手术的难度，而且主要由于其机械活动消耗大量 ATP 酶，促使心肌缺血大量死亡，成为心脏手术的主要障碍之一。因此，一些手术中要采用一定比例停跳液和血液混合降温后输回心脏使其停跳达到保护心脏的目的。提供这一功能的血泵被称为心肌保护液灌注泵。

SARNS9000 型体外循环机血泵由于采用通用化设计，可仔选一个泵作为心肌保护液灌注泵，选择开关在内面板插槽 11 号内，选择“0”表示不设该功能。同时将被选定的泵头管夹换成双管夹，这时“CPG”将显示在该泵信息显示窗。心肌保护显示屏如图 7－17 所示。

压力及温度测量值将实时显示，心肌保护液灌注泵温度和压力报警限设定方法同主动脉泵相同。

4. 温度及压力监测

体外循环手术中，由于体温与机体代谢、肾、脑、肝等部位温度与其组织所受损害直接相关，所以对温度的管理显得尤其重要。SARNS9000 体外循环机共提供 6

路温度测量，包括动静脉温度和心肌保护液温度以及三路辅助温度测量，系统内置

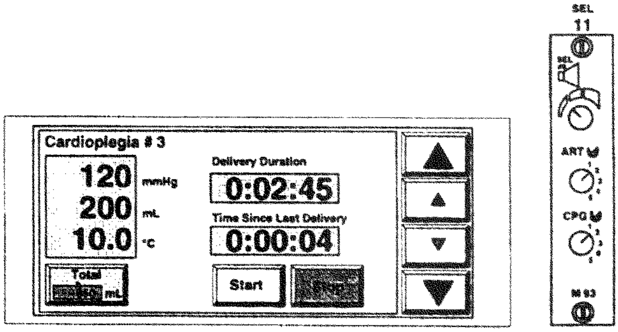


图 7－17　心肌保护参数显示屏

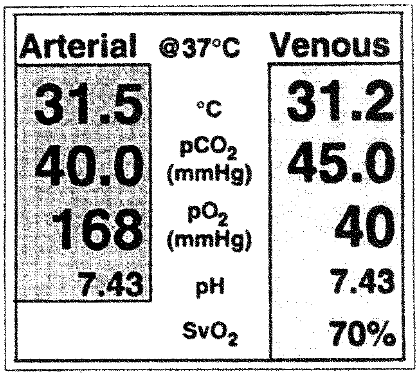


图 7－18a　温度测量显示屏

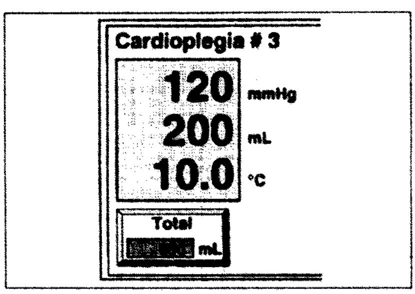


图 7－18b　温度测量显示屏

的测量部位有：Bladder（膀胱）、Cardioplegiawater（心肌保护液水温）、Mainwater（氧合器水温）、Esophageal（食道）、Rectal（肛门）、Tympanicmembrane（鼓膜）、Cardiac（心肌），另外还有 Otherl（其他 1）或 Other2（其他 2）选择。可以在这些部位种任意选择 3 路。中央显示屏该功能对话窗如图 7－18 中 a、b、c 所示。

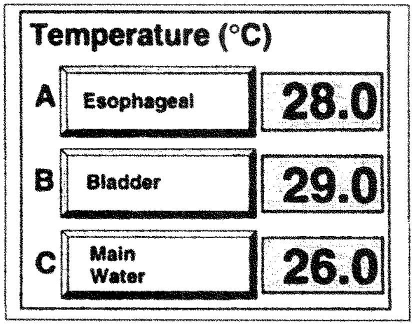


图 7－18c　温度测量显示屏

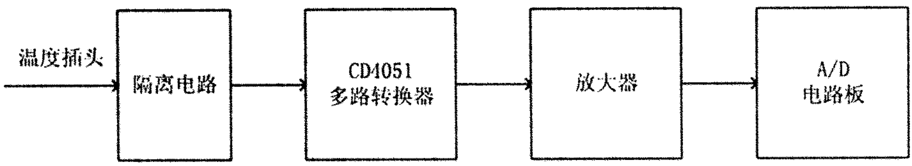


图 7－19　温度测量电路框图

温度传感器采用 YSi400 系列热敏温度探头，该电路分为模拟信号处理与数字信号处理两部分，原理如图 7－19。

温度检测中，位于温度计探针头上的电热调节器用来测量外部温度，当外部温度有变化时电热调节器的阻值会相应的发生改变，温度模块测量该阻值的变化并转化为可显示的数值。

体外循环中压力监测十分重要。除与灌注流量有关外，还直接与体外循环动脉泵前阻力有关（如主动脉插管粗细及插管位置）。灌注压力过高，易发生泵管崩脱的危险。

SARNS9000 型体外循环机压力监测包括：动脉压（注意，不能用于搏动灌注时的压力监测）、心肌保护液灌注压和辅助压力。

一般情况下，压力传感器需进行校正，如图 7－20 所示。进入压力设置屏，“ZERO”为校正键，“LIMITS”为报警限设置键。

先将几路传感器插入相应接口，探头暴露在大气中，按“ZERO”即校正完毕。按“LIMITS”进入报警设置屏后，按增减键设置自己所需的警告及报警值。若一直增加报警限至显示“＊＊＊”时表示中断该报警。压力测量电路原理图如图 7－21。

压力探头将压力信号转换为电信号，压力模块测量电信号的变化并将他转化为可显示的数值。滚柱泵的蠕动引起压力的变化形成压力波并传给系统波形的大小取决于导管的尺寸、检测器的位置、泵的流量、使用的组件（包括导管）、线路的长度等。为了减小压力波动的影响，压力通道每秒钟采样几次然后显示 9 次采样的平均值。压力

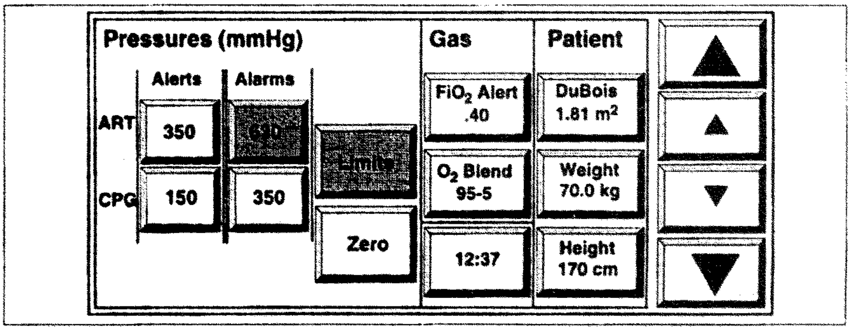


图 7－20　压力测量显示屏

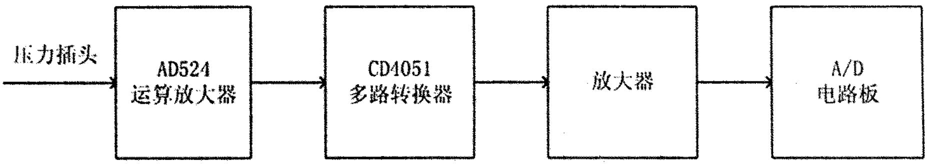


图 7－21　压力测量电路框图

极限警戒根据最后一次压力平均值，但是压力极限报警则是依据两次连续的采样值。

5. 水温混合调节系统

顺应时代对系统集成化和自动化的要求，SARNS9000 体外循环机将现在通常使用的冷热水箱集成于机器内，其透视图如图 7－22。

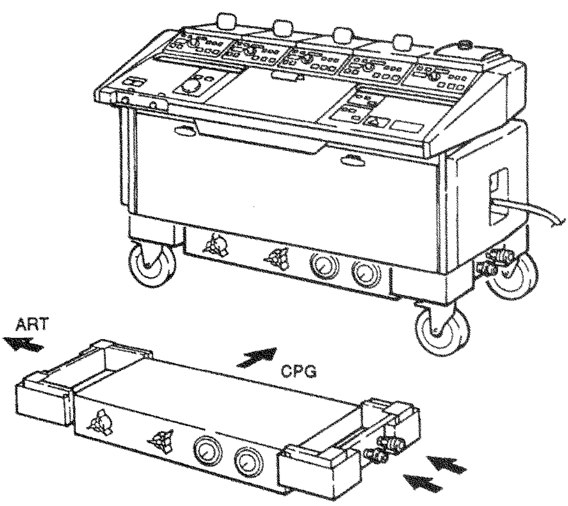


图 7－22　SARNS9000 水温混合调节系统安装透视图

该系统为动脉血（ART）和心肌保护液（CPG）的换能器提供压力和温度可调

的水，达到控制动脉血和心肌保护液温度的目的。

热水要求最低流量为 10L/min，温度在 44～65℃之间，压力在 276～552kPa（40～80psi）。冷水要求最低流量为 10L/min，温度在 2～6℃之间，压力在 276～552kPa（40～80psi）。该系统的控制与显示如图 7－23a、b 所示。

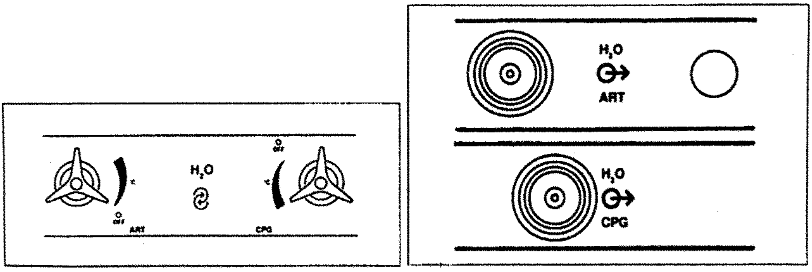


图 7－23a　SARNS9000 温度控制开关及受控水输出口

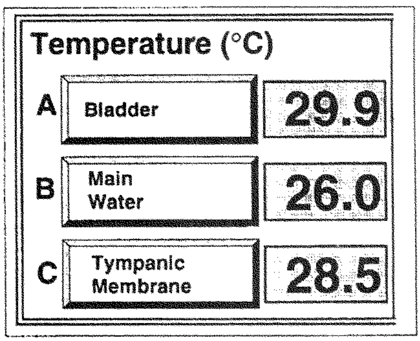


图 7－23b　SARNS9000 受控水温度显示

6. 气泡探测

气泡探测主要用于探测动脉管道中的大气泡，并在探测到气泡时能完成及时停止主动脉泵灌注，以避免气体栓子注入人体。SARNS9000 气泡探测操作面板和探测传感器如图 7－24 所示。

气泡探测器一端发出红外线穿过血液管道至另一端的接收器。血液比空气阻挡更多的光通过，通过设定一个门限，接收到的光线超过该门限即认为有气泡通过。该探测器不可探测透明液体和红细胞少于 15%的血液。

7. 液平面监测

液平面监测用于监测氧合器储血罐的血液是否低于操作者设定的警告和报警，低于警告线，系统将提供声光报警提示操作者提前采取措施。低于报警线，系统将在提供声光警告的同时停止主动脉泵的灌注，以避免氧合器中液体排空，主泵将空气注入病人体内。

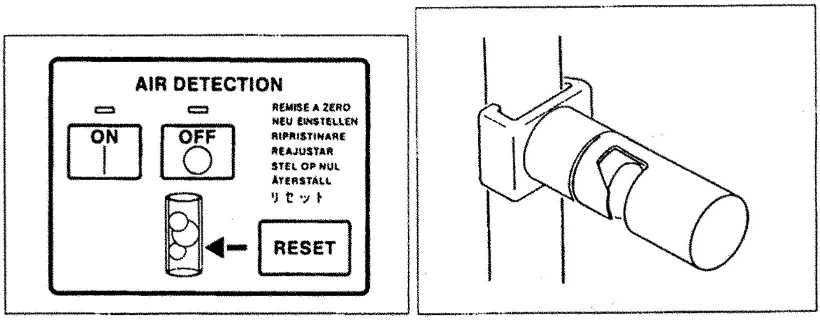


图 7－24　SARNS9000 气泡探测操作面板和探测传感器

液平面监测是由置于储血罐外壁的一个或两个超声传感器完成。该传感器发出高频率超声波，然后探测回声，基于回声会由于液体和空瓶而不则，这样就可准确感知液面情况。SARNS9000 液平监测控制板如图 7－25 所示。

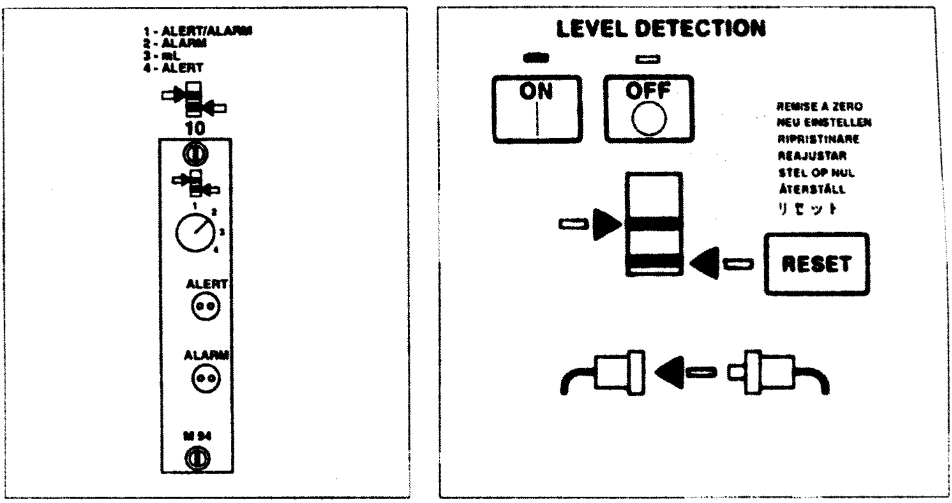


图 7－25　SARNS9000 液平面监测控制板

在内面板插槽 10，系统提供液平面传感器功能选择开关如图 7－25 所示，选择“1”表示同时选择警告与报警功能，选择“2”表示只选择报警功能，选择“3”专为 SARNS 氧合器设计，一般不选。安装传感器方法如图 7－26a、b。

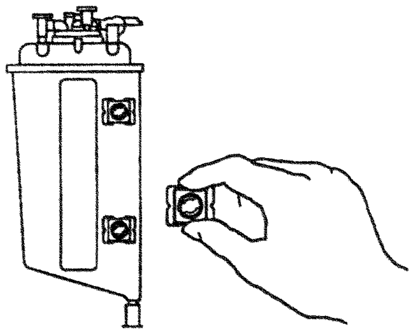


图 7－26a　安装传感器贴片于储血罐外壁

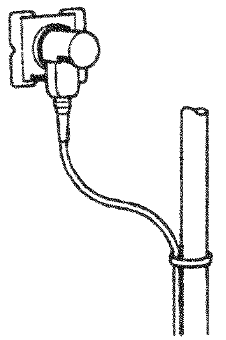


图 7－26b　加超声乳胶后安装传感器

8．气流控制

SARNS9000 对体外循环过程中氧合器交换所需气体的气流同样进行了准确有效的控制（图 7－27）。

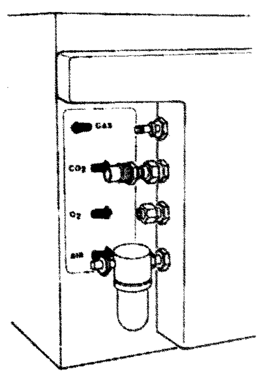


图 7－27　气流控制

CO_2 进气口需接入 100%二氧化碳气体，压力为 345kPa ± 69kPa。

O_2 进气口需接入 100%氧气，压力为 345kPa ± 69kPa。

AIR 进气口需接入医用空气。进气口下方储水罐需要定期将水倒掉。另外该口也可按入 95/5 混合气体（95%氧气/%二氧化碳）代替医用空气。压力为：345kpa ± 69kPa。

在参数设置屏，混合后气体输出的氧浓度报警（FiO_2 ALERT）可在参数设置方式下输入所需氧浓度报警设置，可选择为 0.20，0.30，0.40，0.50，0.60，0.70 或 0.80。

氧气混合方式（O_2 BLEND）可任选“AIR”或“95/5”。

主机的左边有气体控制旋钮，分别为氧气浓度调节（FiO_2）和输出气体流量调节（GAS）。

输出气体流量的显示范围为 0.2～9.9L/min。

FiO_2 显示混合后气体中氧气浓度，范围为 0.21～1.00。

$FiCO_2$ 显示混合后气体中二氧化碳浓度，范围为 0.0～0.050。

通常在混合气体输出口到氧合器之间要接入一个过滤器（常用 0.2micron），特别是对于混合气体将与血液直接接触的情况，如使用鼓泡式氧合器。

气流入口处空气（或 95/5）压力和氧压力是稳定的，然后气体经过一个手动调节的比例阀进行混合。手动调节需量阀可以控制气体的总流量。3 个流量计分别测量混合前的实际流量及混合后的总流量。中心计算机由流量计信号计算总流量和 FiO_2 的值并送到中央显示器。当使用 95/5 时计算并显示 $FiCO_2$ 的值。

9. 静脉回流控制器

静脉回流控制器由控制面板和阻断头组成。用于有效控制静脉血液回流如图 7－28 所示。被阻断管道要求在 1/4in.（6.4mm）I.D.1/16in.（1.6mm）壁与 1/2in.（12.7mm）I.D.3/32in.（2.4mm）壁之间。显示范围为 0%/～9%，显示精度为 ± 12%。

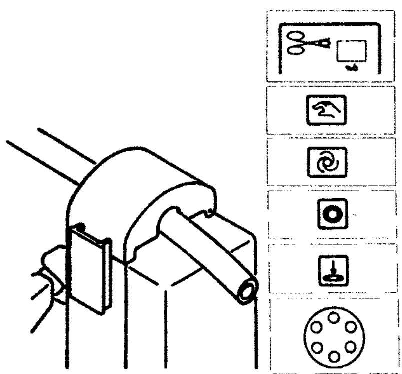


图 7－28　SARNS9000 静脉回流控制器

10. 系统扩展

SARNS9000 体外循环机预留 RS232A 接口与血液化学监护仪或便携式血液化学监护仪连接。扩展后系统主屏幕就可显示如下信息：PO_2（mmHg）表示血液中氧分压、PCO_2（mmHg）表示血液中二氧化碳分压、pH 表示血液 pH 值。

SARNS9000 体外循环机预留 RS232B 接口与 SARNS 信息管理系统连接。体外循环过程中的相关信息在“LOG NOW”启动后传入外部计算机，供灌注医师作出病例数据记录及术后分析。

11. 电源系统

SARNS9000 型体外循环机电源系统由两部分提供：外部交流电和内部蓄电池。工作过程中，当交流电失电后，电池将保证系统有不间断供电，且保证系统仍能工作 1.5～4h（与所带负载有关）。电源指示灯如图 7－29 所示，左边绿色指示灯指示 AC，下面的 LED 指示电池充电状态：“绿”表示电池已充满，“黄”表示电池半充满，“红”表示电池未充满。右边发光排指示电池电量，充满状态时，发光排全亮。

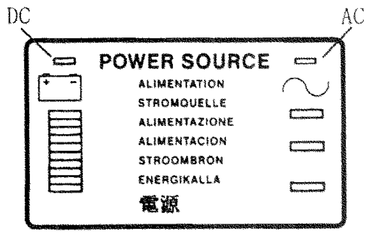


图 7－29　SARNS9000 电源指示灯

机器内面板有两排电路断开器，如图 7－30 所示。分别控制以下设备：左边一排是各血泵的断开器，+24V 直流备用和灯，计算机和中央显示屏，风扇，静脉回流控制器，备用电源。

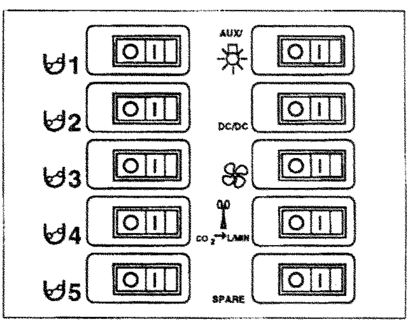


图 7－30　SARNS9000 电路断开器

（一）电源控制电路

电源控制板用于电源，电池和 LED 开关的逻辑控制。它包括以下部分：CPU 接

口和中央显示屏接口；-12V（DC）/DC 转换器；为 STD 总线和母板接口进行电源分配的 DC/DC 转换器；电池对系统面板右边的电源分配；12V（DC）/DC 转换器通过保险丝对中央显示屏通风扇和左右通风扇的电源分配。电路原理如图 7-31 所示。

其中，电源输入：+24V（DC），“不间断电源”；+24V（DC），“电池供应”：+12V（DC），+/-1%；+5V（DC），±11%。

电源输出：+24V（DC），“不间断电源”；+24V（DC），“电池供应”；+12V（DC），±1%，“+12V 保险丝”；+5V（DC），+/-1%；-12V（DC）。

J1 至外控制面板右边，J2 至电源分配板，J3 至母板接口，J4 至 STD 总线，J5 至右侧通风扇，J6 至左侧通风扇，J7 为 +12V（DC）/DC 转换器输入，J8 为 +SV（DC）/DC 转换器输入，J9 至中央显示屏，J10 为测试点，J11 至 CPU。

（1）电源故障检测模块

电源控制电路由板上的电池提供电源。逻辑电路电源为 +5V。电压比较器 U11PIN2、4、5 用于提供电路复位，并保持电源指示 LED 点亮 3s。其他 3 路比较器用于对 3 路电源供电（PS1，PS2 和辅助 PS3）的分压（通过电阻 RN2 和 RN3 分压产生 2.5V）与标准 2.5V（U12，1403）进行比较，当任何一路电压供电低于门限（19±1V），相应比较器输出为高电平（即表示该路电源供应故障）。

AC 信号由比较器 U3PIN1-3 和振荡电路 U10（产生稳定振荡波）监测，U3 产生的方波不断触发 U10，当 AC 故障时，U10（LM556C）PIN5 将在最后一次触发 25 毫秒后置为低电平。

各路比较器以及 AC 监测电路的输出是逻辑电路 U5（74HCl75），U6（74HCT00PIN4-6，8-10），U7（74HCT10），U8（74HCTl0）和 U9（74HCT00，PIN8-13）的输入信号，其逻辑功能即为本系统所具有的功能。时钟由 U10PIN8-13 产生，其振荡频率为 204Hz。

（2）LED 驱动模块

由逻辑电路控制的 U1 和 U2（ULN2803A）用以驱动电源分配板继电器的开关和外面板右边 LED 的亮灭。U6（74HCT08PINI，3，3-11）用以打开电源指示灯 LED。

（3）电池供电控制模块

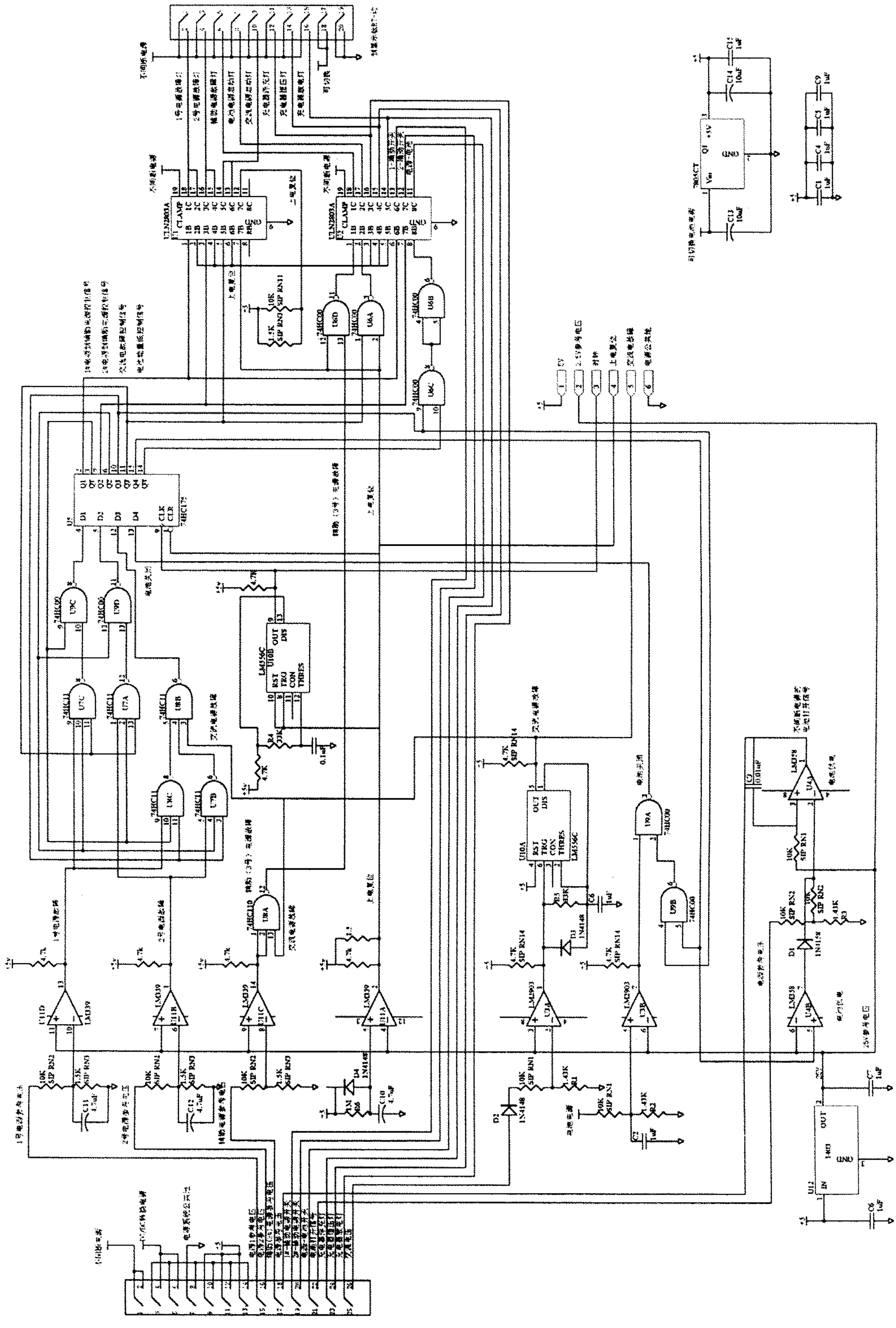
电池对不间断电源的供电受电压放大器 U4（LM358）控制。当电源供电电压低于 20V 时，电压放大器 U4PIN1 输出（BAT.ON 信号）电压将开始降至其输入电压相同值。如果电源供电电压持续低于 20V，放大器将低至 OV。电源分配板上用以分开电池与交流电电源的场效应管由 BAT.ON 信号控制。由于该管为 P 结场效应管，BAT.ON 信号愈低，其输出愈大，因而，电池向电源系统的供电量就正比于 BAT.ON 信号。

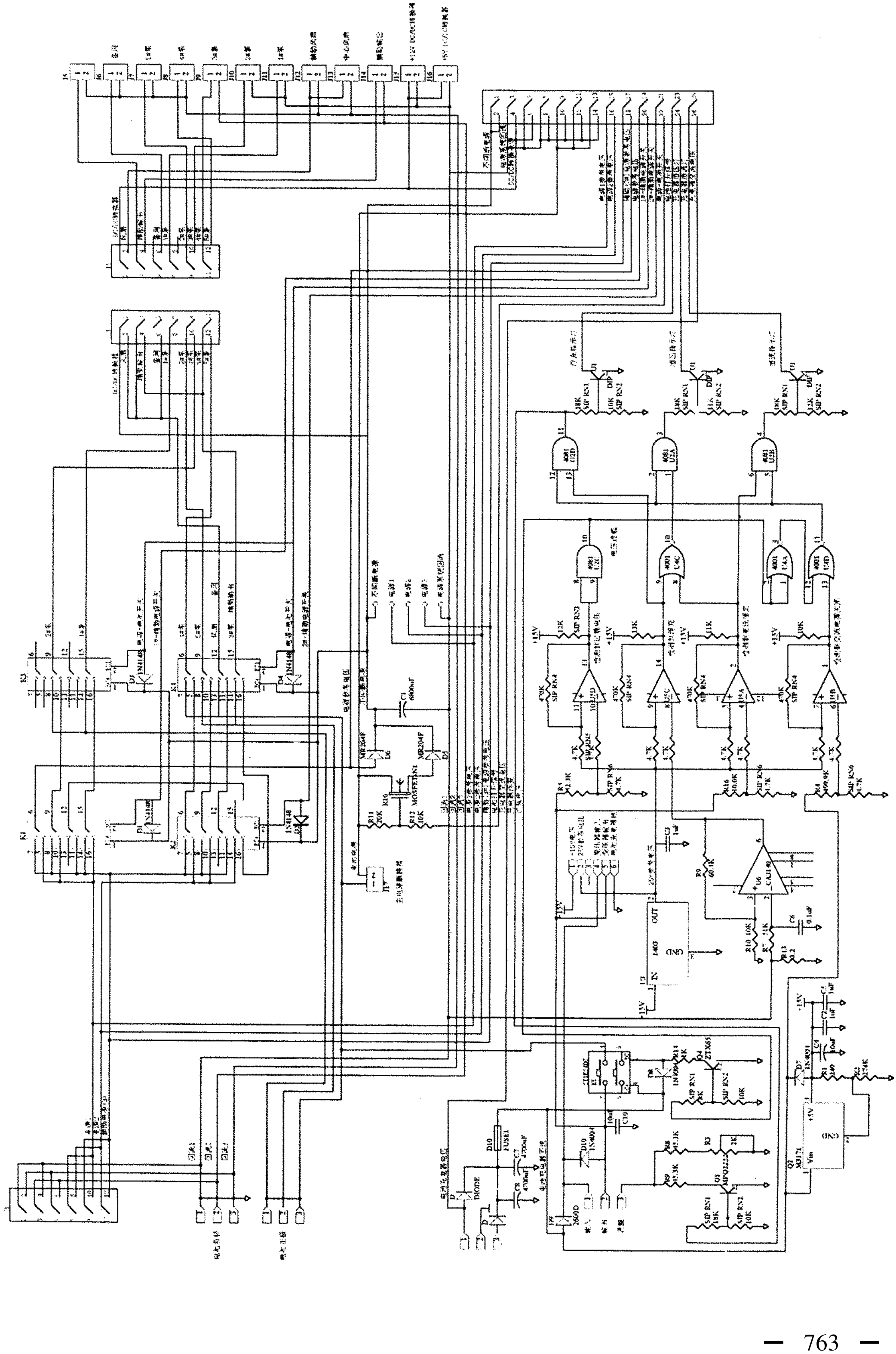
当由电池供电且电压低于门限值时，安全保护电路将关闭电池直到交流电恢复供应且电池电压超过门限。当电池电压低至门限值时，将接近过量使用状态，超过量使用将缩短其寿命。比较器 U3PIN5-7 用以检测电池是否达到该门限值。若到达

该门限值，输出低电平。与非门 U9 PIN3 变高，D 触发器 U5（74HCl75）和与非门 U9 PIN4－6 输出 BAT.OFF 信号。BAT.OFF 使放大器 U4（LM358 PIN7）输出高电平，所以使 BAT.ON 信号（U4PIN1）输出接近 0。这时，所有用电节点接进关闭，保护电池免予过度使用。不间断电源也即关闭。

（二）电源分配控制电路

电源分配电路板用于通过电路断开器控制基准＋24V 电源（交流或电池供应）与设备相连通。这些设备指血泵，辅助插座，中央及辅助通风扇，DC/DC 转换器，静脉回流控制器和一个备用接口。该电路板还包括充电电路，充电状态监视器和继电器。电路原理，图 7－32 所示。





其中，电源输入：PS1，2 和 3 为 20 ~ 35V（DC）：电池充电电压为 33 ~ 45V（DC）：电池输入为 20 ~ 27V（DC）；电池输出为 27.2 ~ 27.6V（DC） < 205mA（浮动充电模式），2.2 ~ 3.0A < 27.2V（DC）（最大电流方式）。

J1 为电容器板输入，J2 至电池负极，J3 至电路断开器板，J4 电路断开器返回信号，J5 至静脉回流控制器，J6 备用，J7 ~ J11 至血泵 1 ~ 5 号，J12 至辅助通风扇，J13 至中央通风扇，J14 辅助插座，J15 至 + 12V（DC）/DC 转换器，J16 至 + 5V（DC）/DC 转换器，J17 至主电路断开器，J18 至可调稳压器（LM317HVK），J19 至电池正极，J20 为电池充电器输入信号，J21 至电源控制电路板（PIN26），J22 为测试点。

通过继电器 K1 和 K2，电源接入电源分配控制电路。继电器 K1 用作接通 PSl 和 PS2，K2 用作接通 PS2 和 PS3。PSI 通常为血泵 1 号和 2 号、DC/DC 转换器和不间断电源供电。PS2 通常为血泵 4 号和 5 号、风扇、电子静脉回流控制器和备用端供电，当任何一路主要电源供电故障时启动相应继电器。

K3 和 K4 用作接通几路电源供电和电池。当交流电失电时启动该继电器。

1. 不间断电源（UPS）工作方式

不间断电源（被标为 UPS）为主机、显示屏和继电器 K1 ~ K4 线圈供电。该电源不受电源之间和电源供应与电池之间相互转换的影响，参看图 7 – 31 所示。不间断电源一般由 PS1 通过 K1 和二极管 D6（MR2404F）提供，K1 启动时，PS3 供电给不间断电源。电池也可通过 J17、Q3 和 D5 供电给不间断电源。当 UPS 低于 20V 时，控制电路启动晶体管 FETQ3（MPQ8P08 或 IRF9531），这时电池供电给不间断电源。

2. 电池充电器

交流电通过二极管 D11 和 D12 整流（整流电压为 33 ~ 45V（DC）），电容 C7 和 C8 滤波，以及 3A 保险丝（F1）保护后，再经过可调稳压器（LM317T）和继电器 K5 供电给电池充电器。该调整器可将电流自调在 2.2 ~ 3A 之间。

电池充电分为 3 个阶段：

（1）浮动充电模式。

（2）恒压模式（低速充电）。

（3）恒流模式（快速充电）。

它们由充电器输出电流和可调稳压器输出电压决定。

浮动充电模式是指充电电流小于 205mA，可调稳压器输出电压被限制在 27.2 ~ 27.6V 的情况。充电电流由一个置于电池端子和充电器端子之间的 0.2 欧姆的电阻（R13）检测，该电阻上的压降正比于通过它的电流。该压降经过放大器 U6 放大，放大电压通过浮动监测比较器 U5（LM339）PIN8、9、14 和参考电压 2.5V（参考电压由 U3（1403）产生）比较，如果 R1.3 两端电压低于 4lmV，浮动监测比较器输出为高电平。该信号与 LED ’SOFF* （其含义将在下面解释，* 表示低电平）通过门 U2（4081）PIN12、13 进行与运算，如果 LED ’SOFF* 为高电平，U2 输出为高电平，

晶体管 U1（MPQ2222）PINl2 – 14 将点亮浮动指示 LED。同时，将启动晶体管 U1PIN1 – 3，使可调稳压器输出在 27.2 ~ 27.6V 之间。

当可调稳压器为电池输出最大电流时，其输出电压将降到过量放电电池的水平，所以，这时可调稳压器电压将小于 27.2V，电流在 2.2 ~ 3A 之间。恒流模式被定义为电压降至 26.3V 之下，这种状态下，电流被比较器 U5PIN2、4、5 监测。可调稳压器输出被电阻 R15（10.0 千欧）利 R16（10.5 千欧）分压，然后和参考电压 2.5V 比较，当比较器输出高电平且 LED ’SOFF 信号为高电平时，与门 U2P1N4 输出为高电平，点亮恒流指示 LED。

恒压模式被定义为电池充电电压大于 41mV 且可调稳压器输山在 27.2V 之间，所以，只有在浮动充电监测比较器和恒流监测比较器输山均为低电平的情况下，这时，或非门 U4（4001）P1N10 输出高电平，然后该输出和 LED ’SOFF 信号通过 U2PINl、2 进行与运算。如果 LED ’SOFF 信号为高电平，晶体管 U1PIN8 – 10 点亮恒压指示 LED。

当可调稳压器输出过压或 AC 故障（ACOFF）时，LED ’SOFF 信号截止。过压被定义为充电电压大于 32V（± 1V)。电池充电电压（即可调稳压器）被 R5（52.3 千欧）和 RN6PIN1 – 2 分压，然后，该电压通过比较器 U4P1N10、11、13 利参考电压 2.5V 进行比较。当有过压发生时，比较器输出为低电平。该信号通过 U2PIN8 – 10 缓冲。

AC 整流电压通过电阻 R4（49.9 千欧）和 RN6PIN9 – 10 分压，当整流电压低于 29V 时，比较器 U4PIN1 输出高电平。ACOFF 信号和过压信号通过 U4PIN11 – 13 进行或非运算后，再和模式信号进行与运算点亮或熄灭 LED。所以，当 LED ’SOFF 信号为低电平时，电池充电 LED 熄灭。

长时间超过 32V 对电池充电将损坏电池。过压信号（OVERVOLTAGE）变低，截止晶体管 Q4（ZTX651)，晶体管即截止继电器 K5 线圈电流，使电池充电器和电池断开。

正常工作情况下通过电源分配控制板搜流后，每个电源输出 20 ~ 35V 直流电，电池充电器输出 33 ~ 45V 电压。电池工作情况下，电池输出 20 ~ 27V 电压，每个电池在浮动充电下，充电电压为 13.6 ~ 13.8V，再充电情况下为 14.6 ~ 15.0V。

第六节　SARNS9000 型体外循环机维修

一、保养与维护

随着科学技术的发展，医疗仪器愈米愈广泛地采用微电子技术和高度集成电路，这些技术对环境和工作状态的要求非常严格，所以现代医疗仪器对保养和维护要求也愈加强烈。SARNS9000 型体外循环机就对定期保养和维护制定了详细系统的规范。

（一）系统检查与保养

①依照开机的顺序记录机器一般情况，如机器盖破损或缺少零部件等。

②测量并记录在线电压。

③测量止常极性的漏电流，关机，改变极性，再测量漏电流。如果超过 100 毫安，即需要维修。

④开机，观察所有 LED，声音和风扇工作。

⑤检查中央显示屏的“pass/fail”情况，记录下所有未通过信息，关机，10s 后再开机，如果记录所有未通过信息同样出现，及时需要维修。

⑥检查并保养滚柱泵。详见滚柱泵保养与维护。

⑦检查电池状态：开机并打开所有血泵全速正转或反转；拔开交流电插头，观察是否所有血泵照常工作，主风扇转速减慢，电池电量指示正确，否则需要维修；插上交流电插头，检查并记录所有异常现象；记录系统设置，涉及主动脉泵号、心肌保护液灌注泵号、参数显示单位（mmHg 或 kPa）、各报警限设定等。

（二）各附件保养

（1）更换空气过滤网（约 6 个月左右）。

（2）清理混合气体出口的水过滤器（约 6 个月左右）。

（3）检查各电缆接口是否到位。

（4）检查心肌保护液灌注泵各项记录，用以发现主机 CPU 与 CPG 泵的通讯情况。

（5）检查气泡探测器。

（6）用不透光物体挡住气泡传感器，按下机器右面板上 RESET 键和气泡探测启动键，启动 ART 泵。移开不透光物体，这时 ART 泵停机，声音报警，并在中央显示屏显示“AIRDETECTED”，否则需维修。

（7）检查液平面探测器。

分别将液平面探测警告和报警传感器贴于一透明容器外。容器盛水超过两传感器位置。启动液平面探测开关，启动 ART 泵，然后倾斜容器使液面低于警告传感器，这时中央显示屏显示“CHECKBLOODLEVEL”，机器右面板上液平面指示灯亮且发出短促报警。进一步倾斜容器使液平面低于报警传感器，这时中央显示屏显示“LOWBLOODLEVEL”，ART 泵停机，声音报警，否则需维修。

（8）检查静脉回流控制器。检查压力监测。

（9）需用专用工具。

（10）检查温度显示。用一标准温度传感器插入每个温度测量口，显示温度应在 ±2℃之内，否则需维修。

（11）检查气流控制。

（12）检查电池及电源。

（13）检查水温控制系统。

（14）检查血液化学监护接口（如果本系统扩展此功能）。

（三）滚柱式血泵的检查与保养

①接通电源，各血泵信息显示窗应按下列顺序显示：RESET，泵管径或 RPM，6 ~ 10s 延时，软件版本号，已使用时长，FAIL1，FAIL2，FAIL3，FAIL4，FAIL5，FAIL6，然后显示停止于泵管径或 RPM 状态。

②检查各泵运行情况：泵头插入手摇柄，启动泵反转（流量设为最小），用手摇柄止向旋转泵头，这时“PUMPJAM”将出现在泵头显示窗，否则需维修。

③检查各泵通信情况：分别选择各泵为主动脉泵（ART）和停跳液灌注泵（CPG），在相应显示窗会显示“ART”利“CPG”。若选择同一泵为 ART 何 CPG 时，中央显示屏会显示“CHANGEPUMPSELECT：ART = CPG”。否则，需维修。

④检查搏动功能。

⑤检查泵头肩部螺丝（位置如图 7 – 33 所示）。使用力矩螺丝刀将泵头的 4 个肩部螺丝调到 117.2Pa。

取下各泵头盖，使用千分表按图 3 – 34 所示测量血泵两个滚轴的偏差，应小于 38.1cm，否则，需用如图 7 – 35 所示专用工具调整。

目测检查各泵铸体和滚轴外缘的磨损情况，若有任何大于指甲盖厚的划（刻）痕，需更换该泵。

“飞泵”自检功能：启动泵正转（流量设定为最小），使用手摇柄使泵以 20 ~ 25r/min 旋转，这时显示窗显示“OVERSPEED3”且泵停转，否则需维修。

⑥检查开泵自停机安全保护功能：启动泵头旋转，打开泵盖约 3.81cm，这时泵将停机，否则，需维修。

启动泵头旋转至最高速，泵速显示应为 250 ± 2r/min，否则需维修。

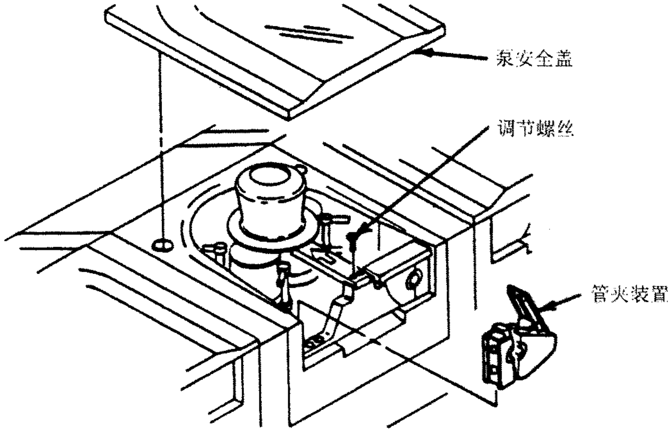


图 7－33　泵头立体局部图

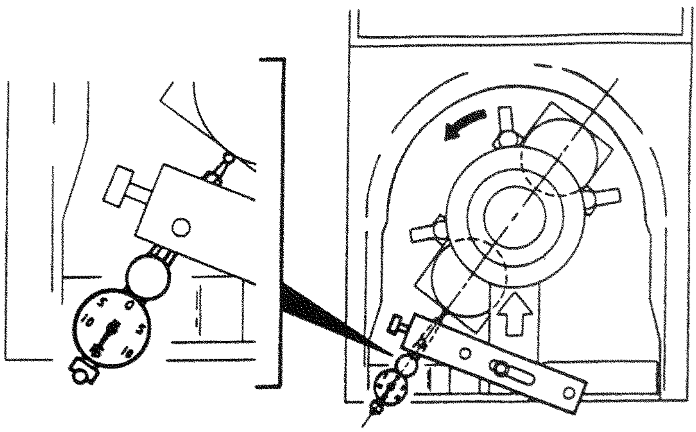


图 7－34　泵头滚轴精度调试俯视图

二、维　　修

SARNS9000 型体外循环机是美国 3M 公司的新型产品，具有较强的显示功能及特性，其故障与维修完全在自检程序引导下进行，逢检程序将显示故障信息及维修方法。常见的故障信息如表 7－2 所示。

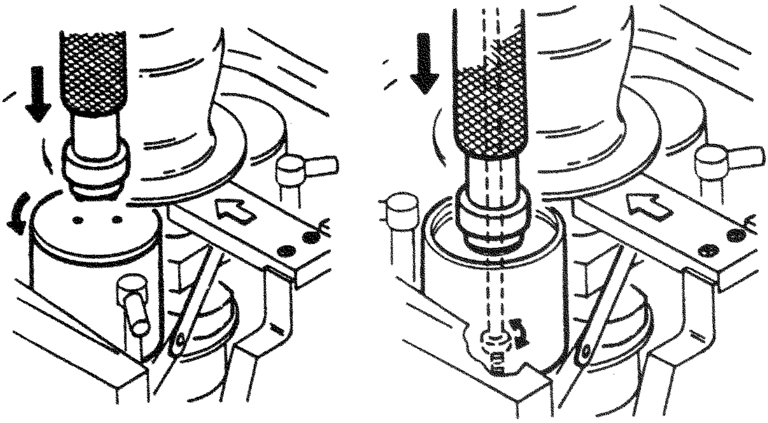


图 7－35　滚轴精度调整

表 7－2　　常见的故障信息与维修方法

故　障　信　息	信　息　含　义	维　修　方　法
SAFETYALERT：SERVICEPUMPSELECT	电子安全保护功能无法工作，无法发山停泵信号。如必须工作，仍可小心利用声音报警和相关显示信息工作，但工作后需尽快维修。	
OperatorSettings—RESET	设定参数无法输入计算机。	重新开机该故障仍然出现，检查计算机板卡是否插好？若是板卡原因，更换计算机电路板。开机，按“保养”步骤一重新检查本机。
SystemComputer—FAIL	内部时钟故障，计算机无法工作。	重新开机该故障仍然出现，检查计算机板卡是否插好？若是权卡原因，更换计算机电路板。开机，按“保养”步骤一重新检查本机。
CentralDisplayCommunications—FAIL	中央显示屏无法正常工作。	重新开机该故障仍然出现，检查中行按口板是否插好？若是板卡原因，更换该串行接电路板。开机，按“保养”步骤一、二重新检查本机。
PumpCommunications—FAIL	血泵可单独工作，但无法与系统主机通信。	重新开机该故障仍然出现，检查串行接口板是否插好？若是板卡原因，更换该串行接口电路板。开机，按“保养”步骤一、二重新检查本机。

故 障 信 息	信 息 含 义	维 修 方 法
PumpSelectModule—FAIL	中央控制电路无法选择主泵或停跳液灌注泵。	重新开机该故障仍然出现，检查数字接口电路板是否插好？若是板卡原因，更换该数字接口电路板。开机，按“保养”步骤一、二重新检查本机。
TemperatureModulel—FAIL	温度模块 1 号故障，动静脉及心肌保护液温度无法显示。	重新开机该故障仍然出现，等 10s，互换温度模块 1 号和 2 号电路板。开机，若故障信息变为另一块温度模块故障（即该故障信息跟随一块电路板），更换该模块。若原故障仍然山现，检查 I/O 板卡与母板 JI 和 J2 的连线，或更换 I/O 电路板。
TcmpcraturecModu1c2—FAIL。	温度模块 2 号故障，3 个附加温度无法显示	重新开机该故障仍然出现，等 10s，互换温度模块 1 号和 2 号电路板。开机，若故障信息变为另一块温度模块故障（即该故障信息跟随一块电路板），更换该模块。若原故障仍然出现，检查 I/O 板卡与母板 J1 和 J2 的连线，或更换 PO 电路板。
PressureandGasCommunicatiom—FAIL	压力及气体流量无法显示。	重新开机该故障仍然出现，检查 A/D 转换电路板是否插好？若是扳卡原因，更换该 A/D 转换电路板。
PressureModulc—FAIL	匝力模块故障，压力无法显示。	重新开机该故障仍然出现，检查压力接口电路板是否插好？若是板卡原因，更换该压力接口电路板。
CommunicationswithModules—FAIL	某些模块与系统间通信故障。	重新开机该故障仍然出现，检查 I/O 电路板是否插好，以及 I/O 板与母板（MJ1 和 MJ2）是否捅好？若是板卡原因，更换该 I/O 接口电路板。
AirDetectionModule—FAIL	气泡监测电路故障。	重新开机该故障仍然山现，检查气泡监测电路板是否插好？若是板卡原因，更换该气泡监测电路板。
LevclDetectionModulc—FAIL	液平面监测电路。	重新开机该故障仍然出现，检查液平面监测电路板是否插好？若是板卡原因，更换该液平面监测电路板。
OccluderModule—FAIL	静脉回流控制器故障。	重新开机该故障仍然出现，检查母板上连接器 MJ20 是否接好？若不是连接器原因，更换该静脉回流控制器。

故 障 信 息	信 息 含 义	维 修 方 法
AC/DCl，20R3—FAIL	内部电源故障。 温度，压力、气流或血泵输出超出显示范围。	更换温度、压力传感器，重新校正压力传感器，检查气体输入口压力是否超过 50psi（345kPa）。
RESET	血泵控制计算机故障。	重新开机该故障仍然出现，关机，更换该泵位置，重新开机，该泵故障仍然出现，检查主机电路板和安全电路板的连接是否完好？若不是连接原因，更换该泵主机电路板。该泵故障不出现，检查 RS422 至该泵的连接，以及相应泵在母板的接口（J21～25）
FAILI 或 FAIL2	血泵控制计算机不可靠且无法工作，显示和搏动模式故障但正反转仍有效。	重新开机该故障仍然出现，关机，更换该泵位置，重新开机，该泵故障仍然出现，检查泵内务电路板连接是否完好？若不是连接原因，更换该泵主机电路板。该泵故障不出现，检查 RS422 至该泵的连接，以及相应泵在母板的接口（J21～25）
FAIL3	电路逻辑故障。	重新开机该故障仍然出现，更换该泵主机电路板。
FAIL4	计算机无法获取参数。操作者需输入所有血泵数据。	重新开机该故障仍然出现，更换该泵显示电路板。重新开机，检查显示电路板和安全电路板的连接。
FALLS	过流和飞转安全保护功能无法工作。	重新开机该故障仍然出现，关机，更换该泵位置，重新开机，该泵故障仍然出现，检查主机电路板和安全电路板的连接是否完好？若不是连接原因，更换该泵主机电路板或安全电路板。该泵故障不出现，检查 RS422 至该泵的连接，以及相应泵在母板的接口（J21～25）
FAIL6	停止方式不能停泵。	重新开机该故障仍然出现，更换该泵主机电路板。
OVRSPDI 或 2	血泵超速。	用数字测速仪测量泵头实际转速若最大转速超过 250±2r/min，校正泵头控制电路板。若最大转速为 250±2r/min，更换泵头安全电路板。
OVRSPD3	血泵超速。	可检查 3 个方面：泵头控制电路板上 J4 是否插好；校正泵头控制电路板；更换泵头主机电路板。

故 障 信 息	信 息 含 义	维 修 方 法
PUMPJAM	泵头卡死。	停泵，取出泵头内泵管和其他异物，用手摇柄旋转泵头，若容易旋转，马达或泵头驱动电路板可能是病源。若不容易旋转，去掉马达皮带，若容易旋转，更换马达，否则更换轴承。
BELTSLIP	皮带打滑。	用数字测速仪测量泵头实际转速，比较实际转速和显示转速，若实际转速大于显示转速，检查测迷光电耦合器是否损坏，若不足该原因，更换测速电路板。若实际转速和显示转速相同，故障可能来自安全电路板、泵头控制电路板或主机电路板。

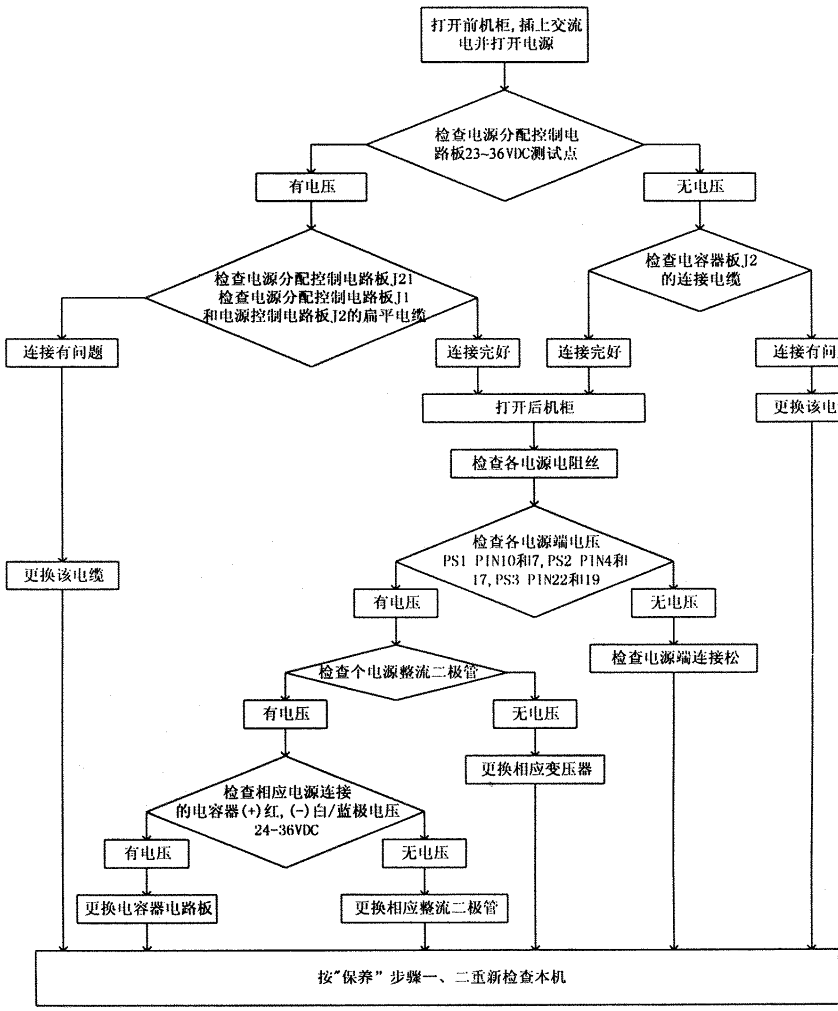


图 7－36　电源故障诊断流程

电源内部的故障可根据电源故障诊断流程（图 7－36）进行判断维修。

体外循环机的故障判断与维修因机器性能不同而异。高档的体外循环机大多设有故障自检功能，其维修完全在自检程序引导下进行。中低档体外循环机没有自检功能，其故障判断与维修靠维修人员的检测、判断来确定，具体方法详见图 7－37。

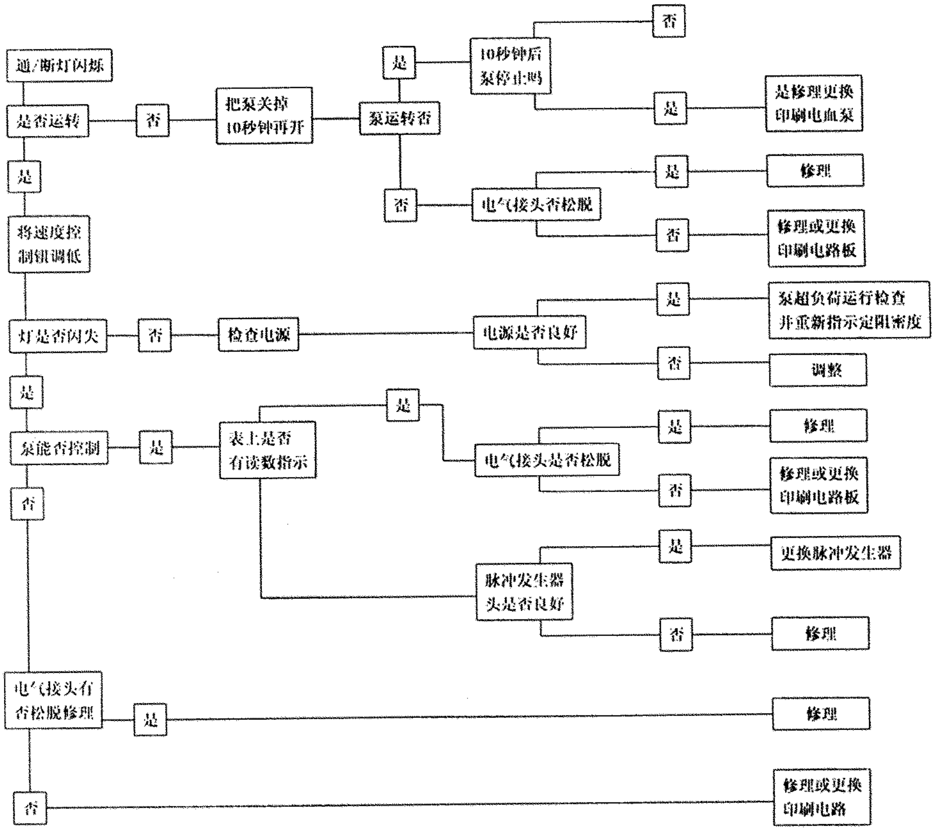


图 7－37　故障检查程序图

第三篇

临床医疗仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　医用遥测设备

随着医用电子学的发展，电子技术中的遥测技术已逐步深入到生物医学领域。在医疗领域中遥测技术的应用主要有两种形式：有线遥测和无线遥测。目前主要用于对病人的集中监护和对活动对象的监护。例如对走动着的病员生理参数进行远距离的测量；应用吞入体内的微型电子内诊器进行体内电子诊察；或者利用遥测技术观察在恶劣条件下工作人员的生理参数。显然，随着医用遥测技术的发展，必将促进生物医学的研究和临床诊断技术的提高。

第一节　遥测的基本概念

遥测是电子技术中的一个重要分支，它主要用于对被测对象的某些参数进行远距离的测量。其过程是，首先由传感器测出被测对象的某些参数并转换成电信号，然后应用多路通信和数据传输技术，通过有线的或无线的方法，将这些电信号传递到远处的遥测终端，进行记录、处理显示。一般的所谓遥测系统就是用来对远距离被测对象的某些参数进行测量，分析处理和显示记录的一整套设备。这一整套遥测设备，如图 1－1 所示。它包括输入设备、数据传输设备和终端设备三部分。其中输入设备包括传感器和变换器；数据传输设备包括从输入设备来的信号进行远距离传输，它一般包括发送端的多路信号调制综合器，通信设备（包括有线的或无线的）和接收端的分路解调器等；而终端设备包括对接收到信号进行显示、记录和数据处理的设备。

一般在遥测系统中，常用的有三种遥测制式频分制遥测系统、时分制遥测系统和脉冲编码遥测系统。现分别介绍如下：

（一）频分制遥测系统

它是一种按照频率划分原理构成的频分制遥测系统。频分制无线遥测系统的结构如图 1－2 所示。

图（a）为无线遥测的发送部分。它是利用传感器将要遥测的非电量的参数转换成电量，每个传感器的输出信号通过付载波调制器分别对不同付载波进行调制，形成频谱互不重迭的已调信号，经相加器相加后形成各路信号之和，再去调制载波

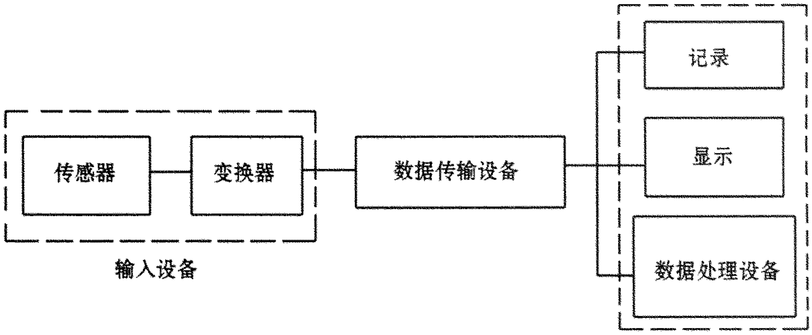


图 1－1　遥测设备的方框图

发射机，形成载波信号，然后从天线辐射出去。

在上述发送端方框图中，曾提到所谓付载波的概念，这是因为在频分制的遥测系统中，由于各路信号都要分别对不同的特定频率进行调制，使得被调制后的各路信号占有不同的频谱范围，这些不同的特定频率的正弦振荡，称为付载波。在频分制遥测系统中，常采用的付载波频率由几百赫到几兆赫。

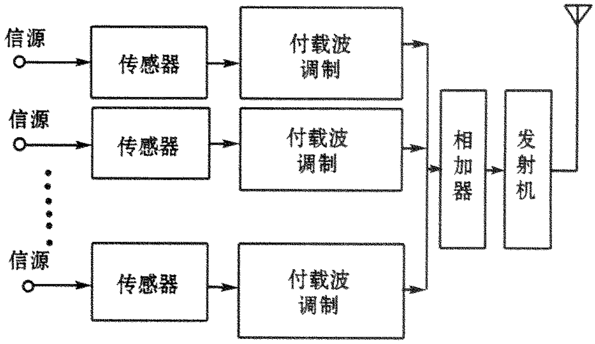
由于在频分制无线遥测中最少采用两次调制。第一次调制是信号调制付载波，目的是分路。第二次调制是多路信号调制载波以便辐射出去。故在两次调制中，付载波是相对载波而言，而且付载波的频率比载波频率要低的多。

在上述方框图中，所谓付载波调制器是用来产生付载波振荡，并由输入信号对付载波进行调制的电路。一般对付载波调制器的要求是：中心频率要求稳定；具有良好的线性调制特性；输出谐波系数小；电路简单可靠便于与输入设备配合。

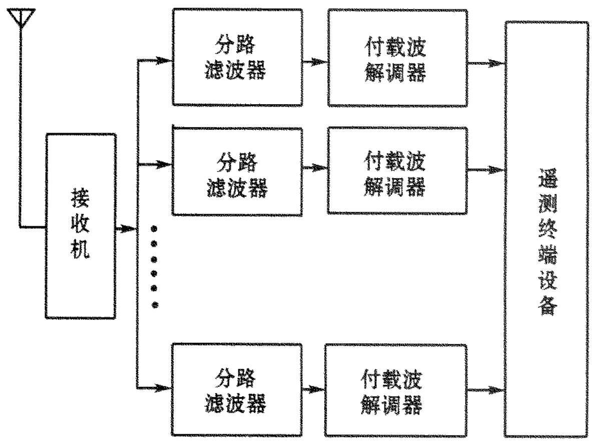
线性相加器是把各路已调付载波信号线性地迭加到一起变成多路信号的设备。又称为线性综合设备。对相加器的技术要求是，只保留原来各路信号的频谱，不希望产生新的频率分量，即进行线性相加。常用的电路是电阻相加器。

图（b）为无线遥测的接收部分方框图，由图可知，接收端收到的载波信号，经接收机放大解调后，恢复成多路信号，再加到并联的分路滤波器上。其输出端得到被分割开的各路付载波信号，经过付载波解调器进行解调，便得到了各信号，最后再将各信号送到遥测终端设备，在遥测的终端设备中，所谓付载波解调器就是一个鉴频器，调鉴频器的主要要求是线性度好、特性稳定、结构简单。

综上所述，可以看出，频分制无线遥测系统，至少需要进行两次调制：第一次调制为输入信号对付载波进行调制；第二次调制为多路信号对载波进行调制。在频分制中两次调制均为连续波调制。而连续波调制一般有四种形式：调幅（AM），调频（FM），对相（PM）和单边带调制（SS）。如果将付载波与载频的调制方式进行不同的组合，则可得到各种各样的遥测系统。在无线遥测中最常用的形式是调频－调频（FM－FM）和单边带－调频（SM－FM）两种形式。



(a)



(b)

图 1－2　频分制无线遥测方框图
（a）发射部分　（b）接收部分

频分制遥测主要适用于测量参数变化较快，频率响应较高，遥测参数数量不多和测量精度要求不太高的情况。例如在生物电子学领域对心电信号的遥测，往往采用频分制遥测系统。

（二）时分制遥测系统

一般按照时间划分原理构成的遥测系统称为时分制遥测系统。系统的构成如图 1－3 所示。其中发送部分包括：输入部分、时分开关、时钟、调制器、同步脉冲产生器、相加器和发射机。接收部分包括：接收机、同步检出、解调器、时分开关、总记录、PAM 总记录、分路显示、记录或数据处理。

图 1－3（a）给出了时分制发送端的方框图。由图可知，在发送端是利用传感器将要遥测的参数转变成电量，每个传感器的输出信号通过时分开关进行采样和分路，输出脉冲的幅度与信号瞬时值相等，即输出的是脉幅调制（PAM）信号。在脉

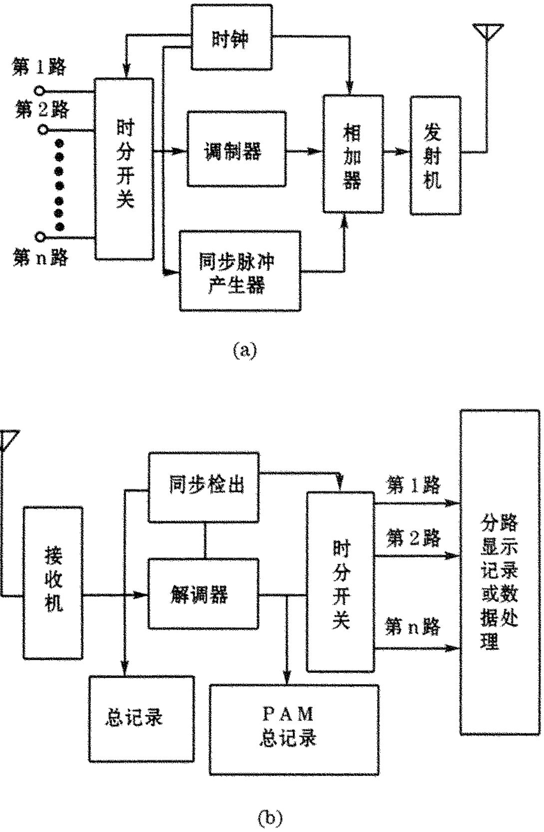


图 1－3　时分制无线遥测方框图

（s）发射端　（b）接收端

幅调制系统中，此信号不经过调制器便可直接与同步信号相加。若系统是采用其他调制方式，如脉宽（PDM）、脉位（PPM）或脉码（PCM）调制时，则 PAM 序列需要先送到相应的调制器进行调制，再与同步脉冲相加，然后送到发射机。

上面提到了在遥测中常用到的几种脉冲调制方式，现作一简要介绍。

1. 脉冲幅度调制（PAM）　即脉冲的幅度随着输入信号的大小而改变。

2. 脉冲宽度调制（PDM）　即脉冲的宽度随着输入信号的大小而改变。

3. 脉冲位置调制器（PPM）　即脉冲的位置（指脉冲出现的时间）相对于某一固定点的距离随着输入信号的大小而改变。

4. 脉冲编码调制（PCM）　即用脉冲的不同组合来表示输出信号的大小。

5. 脉冲频率调制（PFM）　即脉冲的重复频率随着输入信号的大小而改变。

在上述 5 种脉冲调制形式中，艺前 4 种调制形式在遥测系统中用的最多。

在图 1－3（a）所示的方框图中的时分开关，一般可以认为是一种能够按时间顺序依次接通各点的单刀多掷开关。一般简称为时分开关，也叫变换子。它有机械

的和电子的两种形式。在时分制遥测系统的发送端，时分开关可以对多个输入信号依次采样，形成 PAM 多路信号。若用在系统的接收端，时分开关就是分路设备，即把 PAM 多路信号按时间顺序分配给各路输出。如图 1－4 所示。机械式时分开关，一般寿命短，动作速度慢，路数不能太多。现在广泛采用是半导体二极管桥式时分开关，也有用三级管时分开关的。而场效应管及其集成电路（例如互补型场效应组件－MOS），由于具有开关特性好、功耗小、体积小、重量轻、可靠性高。因而得到了广泛的应用。

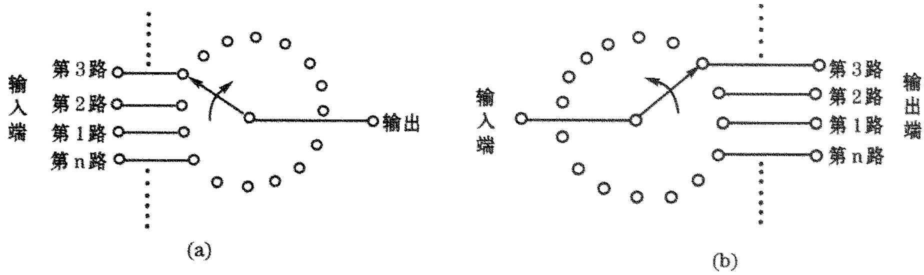


图 1－4　时分开关示意图

下面简要介绍一下二极管桥路开关和 MOS 场效应管模拟开关。

图 1－5 给出了二极管桥开关电路。图（a）为其原理电路图，图（b）为电路连接图。这种二极管桥路开关具有速度快，结电容小，内阻低和对温度有很好的稳定性，如图所示。当控制信号为零伏时，开关断开。I_B 流过二极管桥路，信号就能经桥路流到 R_L 上去。当控制信号为 $+E_s$ 时，晶体管为导通状态，I_B 流过晶体管，信号被二极管桥路所隔断。

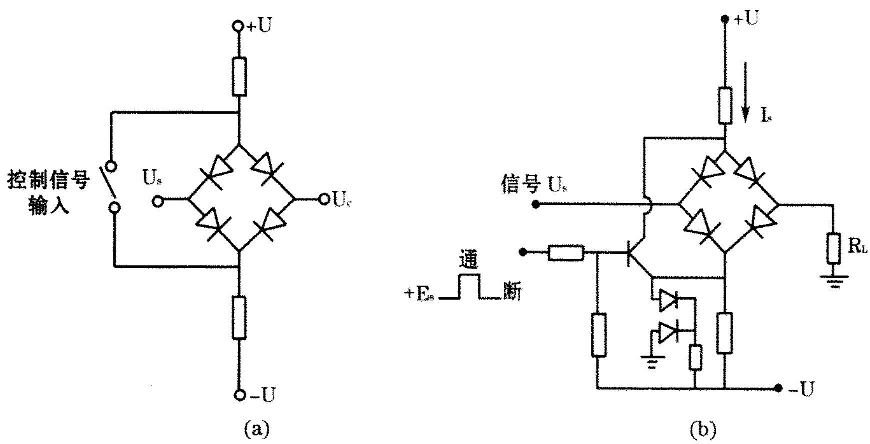


图 1－5　二级管桥开关电路

MOS 场效应管模拟开关是利用 MOS 器件组合而成。如图 1－6 所示。一般有两种不同的组合方式，即共源和共栅两种形式。由于 MOS 管的对称特性，共源模拟开关也称共漏模拟开关。

一般将时分开关转一圈（即一个动作循环），可将各路输入信号依次传递一遍，这叫做传送了一帧信号。若时分开关有几个输入端，则一帧就有几路，因而时分开关的转速就是帧频率。

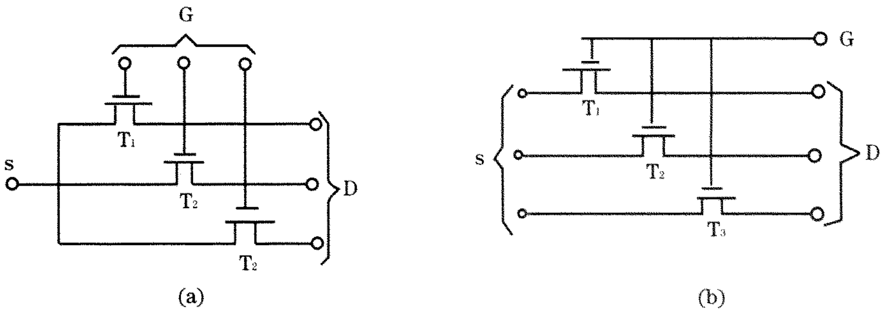


图 1－6　MOS 场效应管模拟开关

在遥测系统中，一般所谓采样就是指瞬时采样，即取信号很短的一小段样品。目的是为了将来能够从这些样品中，恢复信号的波形。如图 1－7 所示。其中波形（a）就是要传送的模拟信号 X（t）；波形（b）就是信号采样以后的波形 X（t）；其中 T 为采样间隔，△t 为采样脉冲宽度。

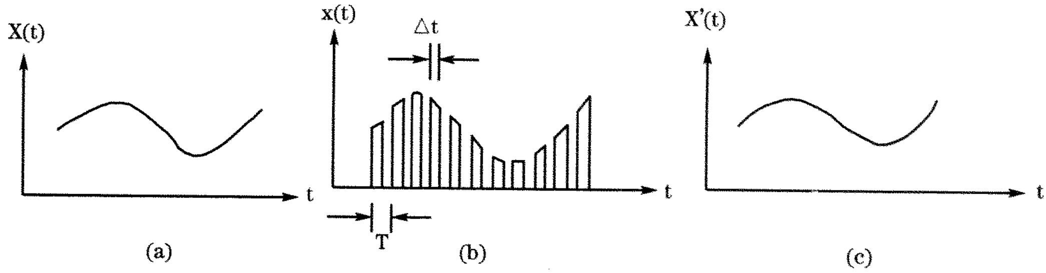


图 1－7　采样示意图

一般采样频率 $F=\frac{1}{T}$。X（t）为一系列在时间上不连续的离散信号，若经过一个低通滤波器，就可以恢复成波形（c）的信号 χ'（t）。

以上介绍了时分制遥测发送端的工作过程，下面介绍接收端的工作过程。

图 1－3（b）给出了时分制接收端的方框图。由图可知，接收端输出的多路信号经过解调，恢复成 PAM 序列，由时分开关进行分路，就可得到各路信号。一般为了正确区分各路信号，必须使接收端与发送端同步工作。因而系统中的同步检出器

就是用于检出同步信号的装置。

（三）脉冲编码遥测系统

实际上脉冲编码遥测系统是上述时分制遥测系统的一种。其遥测信号以数字形式（通常用二进制码来表示）。习惯上称为脉码遥测系统。一般的无线遥测脉冲编码系统如图 1－8 所示。其中发送端包括时分开关、时钟、编码器和发射机。而接收部分包括：接收机、同步码和检错码检出器、译码器、并行码记录或数据处理，总记录、时分开关、分路显示和记录装置。

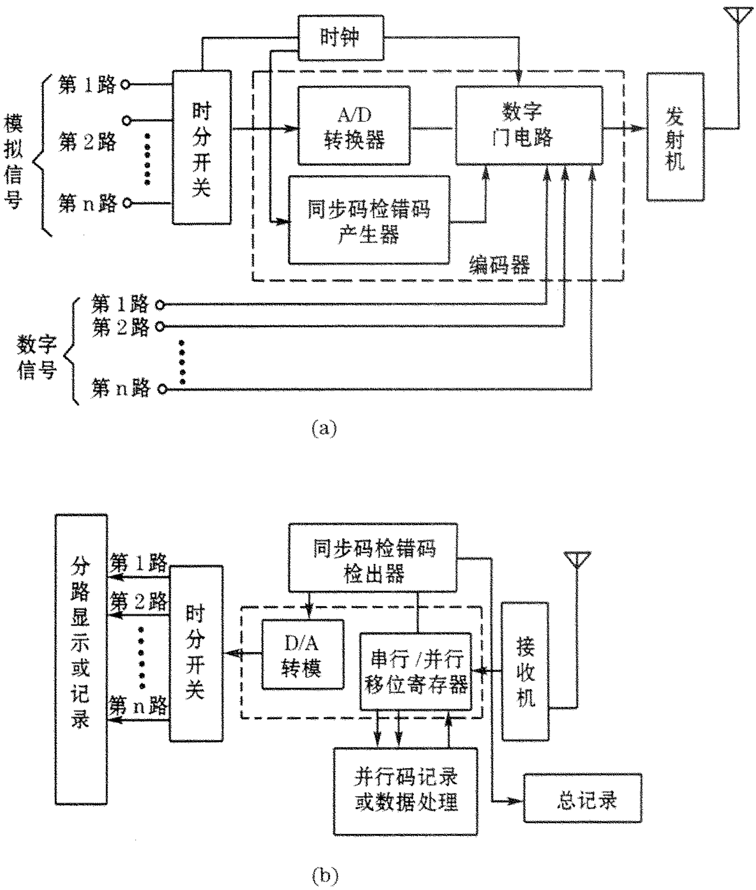


图 1－8　无线脉码遥测系统方框图

（a）发送端　（b）接收端

图（a）为脉码系统发送端的方框图。由图可知，脉码遥测系统的输入信号，可以是模拟信号，或者是数字量，或者是两者并存。模拟信号经过时分开关分路和采样，送到编码器。在编码器中，首先通过 A/D 转换器转换成二进制码；二进制码和输入的数字信号先在数字门电路里与检错码和同步码相加，然后送到发射机。而

时钟脉冲用来产生码位同步信号，路同步（字同步）信号和帧同步信号。

图（b）为脉码系统接收机的方框图。由图可知，在接收端首先将信号解调成“0”、“1”序列脉冲。同步码检出器检出码位同步信号、字同步信号和帧同步信号，而检错码检出器检查各个字是否有错。根据使用的不同要求，遥测数据可以用不同形式显示、记录和处理。例如可以直接将从接收机分离出来的“0”、“1”脉冲序列记录下来，而不经过分路的串行码总记录，也可以将串行/并行移位寄存器输出的并行码进行总记录或数据处理；也可以将经过 D/A 转换和时分开关分路后的各模拟数据分别记录或显示。

图 1-9 给出了一个八路脉码遥测信号非归零二进制码波形。其字长有 4 位。第一路作帧同步字（1101），第二至第八路可传送七路信号。这里所使用的非归零二进制码是二进制码常用的形式之一。非归零码（NRZL）即是用一个电平表示“1”，而用另一个电平表示“0”。

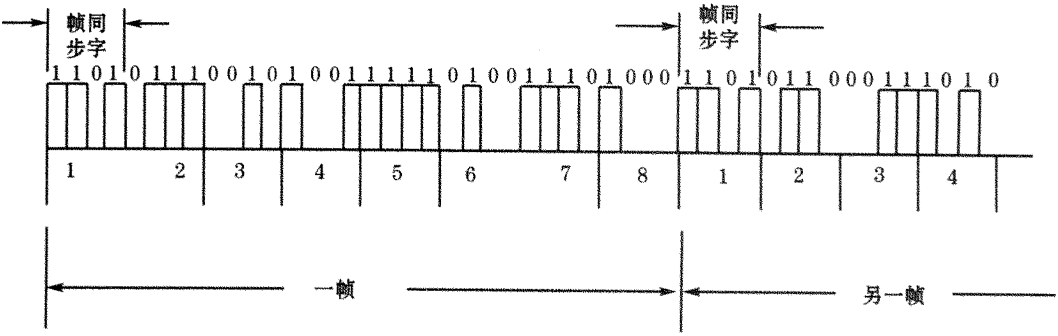


图 1-9　脉码遥测信号示意图

脉码遥测系统具有精度高，稳定性好，抗干扰能力强，路数多。其数据便于储存、数字显示、记录和处理。可以大量采用数字集成电路，使整个系统具有体积小、重量轻、功耗小、可靠性高。因而脉码遥测系统愈来愈得到广泛的应用。

在脉码遥测系统中，还经常用到遥测编码的概念，这里作一简要介绍。

在脉码遥测系统中，所谓遥测编码是指将要传送的信号转变成数字送到信道上去。这个过程称为遥测编码。习惯上把完成编码功能的设备称为编码器。

脉码遥测系统中，编码主要有二种形式：信源编码和信道编码。

1. 信源编码　即在一定的精度要求下，对要传送的信号，用尽可能少的码元数来表示。码元是指组成码组的符号单元。码组又称字。它是由码元按码位数组成的。在二进制中码元为 2，在三进制中码元为 3。码位是码组中码元的个数，码位数是码元数目的总和，又称字长。一般若用 e 表示码元，用 n 表示码位数，用 M 表示码组数，则三者之间的关系为

$$M = e^n$$

信源编码着重考虑提高数字信号的有效性问题。通过采用 A/D 转换器来实现信源编码，或采用数据压缩技术。所谓数据压缩技术是指在不丢失信息的条件下，减少实际传输的数据量，即根据采样值出现概率的大小来压缩采样值编码长度。因而应用数据压缩技术可以在不丢失信息的前提下，在给定带宽及功率条件下，减少传输给定信息量所需时间，提高了传输效率。

2. 信道编码　因为信源编码后的数字信号，一般还不能马上送入信道，还要人为地按一定规则增加一些多余的数字，以提高传输的可靠性。这就是所谓信道编码，也称抗干扰编码。为了提高抗干扰性，一般需要增加一些检错码，或叫错码；为了实现保密，亦可增加一些密码；为了实现同步，常常加入一些同步码。

以上主要介绍了遥测的基本概念和遥测的基本形式，下一节介绍医用遥测的特点和其系统的组成。

第二节　医用遥测

一般医用遥测主要是指电子学中无线遥测技术直接运用到医学和生物学中的遥测技术，并结合医学和生物医学的特点逐步发展和形成了医用遥测技术。医用遥测技术一般具有如下几个特点：

（1）可利用无线遥测的方法，对生物电和其他生物医学信息进行实时的传输，加工和处理。

（2）利用遥测技术可对患者的生理参数进行动态测定。即患者可有充分地活动自由，不是静止不动，可进行室外散步等活动。

（3）无线医用遥测可使患者具有安全感。因这它一直处于医生的监视之下，形成了一个开路监视系统。

（4）无线医用遥测的发射机，其电源电压很低，不会给患者带来电击的危险，而接收机虽然可使用较高的电压，但与患者完全处于远距离隔离状态，更不会出现电击的问题。因而医用遥测对患者是绝对安全的。

由于医用遥测具有上述特点，故在医学和生物医学的研究中提供了很大方便。目前医用遥测种类很多，但其基本原理和其结构大体相同，现综合起来，作一简要介绍。

一、单路无线遥测系统

现以用于心电图遥测的单路无线遥测系统为例进行说明。该遥测系统如图 1－10 所示。

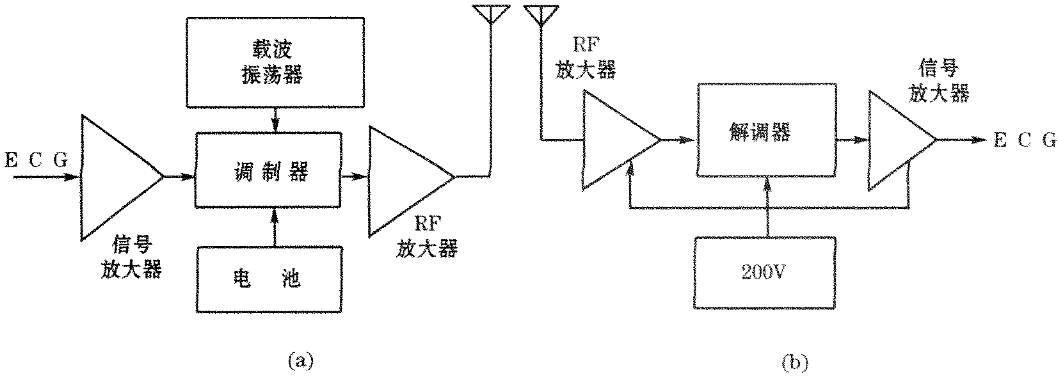


图 1－10　单路无线遥测系统方框图

图（a）给出了 ECG 单路遥测发射部分的方框图。它包括 ECG 信号放大器、调制器、载波振荡器、射频放大和电池组。为了使心电信号能对调制器中的载波振荡信号进行有效地调制，首先应对心电信号进行放大，然后再送到调制器中对载波振荡进行调制。一般在单路系统中经常采用的调频技术有如下几种方案。

（一）采用调频（FM）技术　即利用输入信号的大小来改变载波振荡的频率；

（二）脉宽调制（PDM）技术　即利用输入信息的大小来改变脉冲宽度；

（三）脉位调制（PPM）技术　即利用输入信号的大小来改变脉冲位置（即脉冲出现的时间）相对于某一固定点的距离；

（四）脉码调制（PCM）技术　即用脉冲的不同组合来表示输入信号的大小；

心电信号 ECG，经调制器后变成了一个已调制的射频信号。这时即可直接通过发射天线将其辐射出去，有时不用单独的发射天线，而用一个绕制的单圈线圈即可代替。欲提高发射功率可再增加一级射频放大器，这样由于发射功率的增加，其遥测距离也可作相应的增大。

一般发射机是由小型电池供电，通常发射机做成携带式，采用特制背带携在身上。超小型发射机可以用医用胶布直接固定在身体上。在动物实验中也可采用手术方法埋于动物体内。

在接收系统中，如图（b）所示。它包括接收天线、解调器、信号放大器和电源。接收天线将射频调制信号引入到接收机的射频放大器，经过放大送到解调器中，经解调之后即得到了原来的心电信号 ECG，再经 ECG 放大器进行放大即得到一个幅度合适的 ECG 信号。接收系统通常由市电直接供电，而不采用电池供电。因为一般接收机多放在固定地方，不与病人有任何连接，故可采用市电作为接收机电源。

二、多路无线遥测系统

多路无线遥测系统是在一个载波上发送两个或更多的数据，这种把各种信息的通道合并为单一信号的办法，称为多路调制。在医用遥测技术中，多路调制有两种基本方法：频率分割多路调制（频分制）和时分制。现分述如下。

（一）频分制（频率分割多路调制）

它是利用连续波的多个副载波频率，让各路信号分别对其相应的副载波进行调制，形成一个在频谱上互不重迭的已调信号，再经相加器进行线性相加形成一个多路信号，再送于载波调制器，对载波进行调制。调制后的信号再经射频放大器放大，即可从天线辐射出去。下面以一个三通道的频分制遥测系统为例进行说明。

图 1－11 给出了一个三通道的频分制遥测系统方框图。由图（a）可知，在发射机中，三路信号分别对三个副载波振荡器（ω_1、ω_2、ω_3）进行频率调制，各自占有一个固定的频带，在频谱上互不重迭，如图（c）所示。然后通过线性相加器把各路调频信号迭加在一起得到一个合成信号，其中没有重迭的频率，再将其合成信号对发射机的射频载波进行调制并向外通过天线进行辐射。

在三路分制系统的接收机中，如图（b）所示。接收天线将射频信号引入到射频放大器，经放大后送入载波解调器，经解调后得到一个相当于三路付载波信号被调制后的合成信号，再用三个带通滤波器，分别对应频率为 ω_1、ω_2、ω_3，将合成信号分开，再经相应的副载波解调器进行解调，即得到了原来的信号波形，进入到适当的记录器进行记录。

（二）时分制遥测系统

图 1－12 给出了三通道时分制遥测系统的方框图。由图（a）可知，时分制发射部分是首先将三路信号进行放大，并同时加到时分开关电路上。前节已经指出，时分开关电路是一个电子开关电路，它将三路信号和一个帧同步信号依次接通和断开。为了叙述方便，先假定 3 个输入信号 V_1、V_2、V_2 是 3 个不变的电压，而帧同步信号 V_4 本来就是一个恒定的电压，当振荡器启动时分开关电路时，使它对每一个电压在很短的时间内进行电压采样。由此得到脉冲序列 V_1、V_2 和 V_3，如图（b）所示。当时分开关接通帧同步信号电压 V_4 时，人为地让它用较长的时间进行采样，以便得到一个较宽的脉冲，这样在接收系统中容易识别。

在接收部分中，如图（c）所示。接收机的天线将射频信号引入射频放大器，经放大后送入解调器进行解调，解调后的信号再用一个时分开关将其分成多路传输信号。这个时分开关是由发射机的振荡器所驱动，而帧同步脉冲用于获得同步信息，保证同步工作。帧同步脉冲检出电路可检出帧同步脉冲，用帧同步脉冲去触发时分开关振荡器，然后使时分开关启动，以便接收下一个脉冲信号 V_1，V_2，最后是

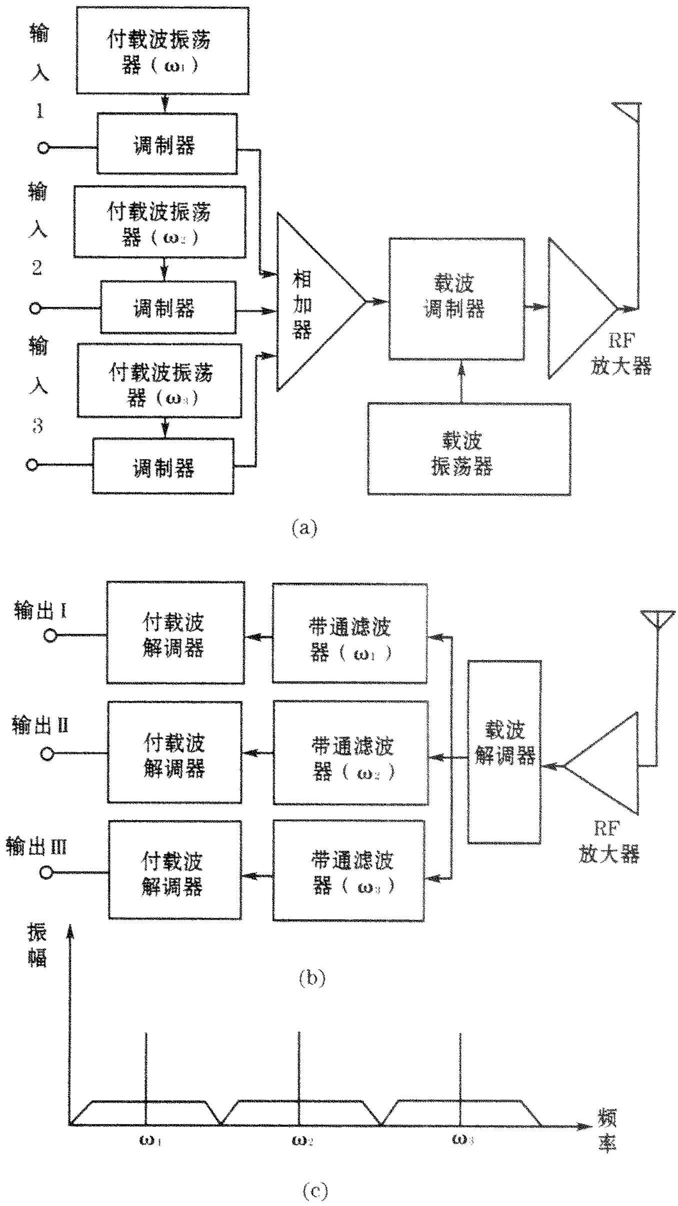
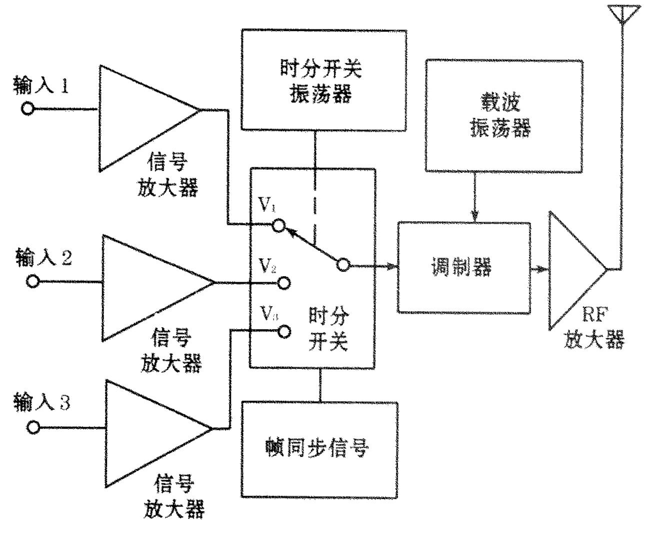


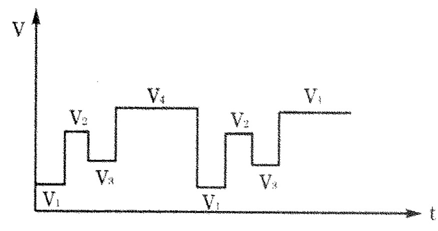
图 1－11　三路频分制遥测系统

（a）发射部分　（b）接收部分　（c）频谱

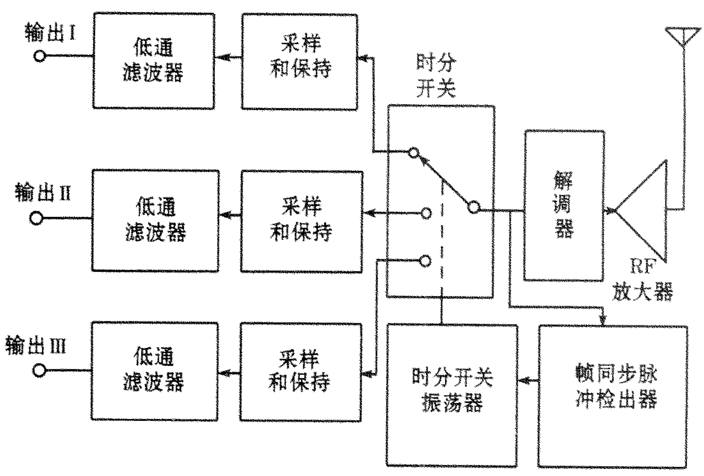
V_3，如此循环下去，使接收机的时分开关和发射机的时分开关相同步。在接收机中将分离出的每个脉冲加到采样－保持电路上，以保持其振幅直到接受下一个脉冲为止才发生改变。一般在采样－保持电路后面接有低通滤波器，用以消除由时分所造成的偏差。下面简单地介绍一下所谓采样－保持电路。



(a)



(b)



(c)

图 1－12　三通道时分遥测系统方框图

(a) 发射部分 (b) 发射机时分开关的转出波形 (c) 接收部分

所谓采样保持就是指在某一时间内，通过模拟开关对一个变化的模拟输入信号进行采样，然后将采样值存贮起来，以便 A/D 转换，直到下一次重新采样或存贮到此信号被 A/D 处理完毕。因此采样保持电路应具有二种工作状态：(1) 采样跟踪状态。(2) 保持状态。电路的采样和保持两种状态是由数字指令来控制的，图 1 – 13 为采样 – 保持的基本电路之一。

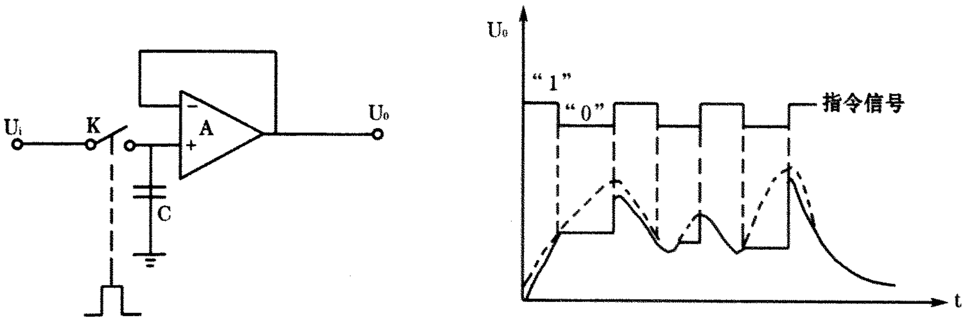


图 1 – 13　采样 – 保持电路和工作原理示意图

由图可知，采样 – 保持电路由 3 部分组成：模拟开关 K、存贮元件 C 和缓冲放大器 A。其中模拟开关由数字指令控制。当数字指令为“ 1 ”时，模拟开关 K 接通，存贮在 C 上的信号跟踪输入信号，经缓冲放大器输出，完成了采样过程，相应的时间称为采样时间或采样期。当数字指令为“ 0 ”，模拟开关 K 断开，存贮元件 C 将 K 断开瞬间的输入信号保持下来，并通过放大器输出。因此输出信号保持断开瞬间的输入信号，从而完成了保持过程。相应的时间称为保持时间或保持期。整个采样一保持的工作过程，如图 (b) 所示。

在时分系统中，每个信号通道的频带宽度由采样频率所决定。理想条件下采样频率至少是发射频率成分中最高频率的两倍，但在实际电路中，采样的频率一般取发射频率成分中最高频率的 5 倍以上，才能满足信号传输的要求。

另外，需要指出的是，在无线遥测系统中，虽然采取了一些措施，仍然不能完全消除外来的电磁信号的干扰，严重时，外来干扰信号会将有用的信号完全被“ 淹没 ”。目前在一些高质量的无线遥测系统中，设有指明何时将发生信号干扰或信号被“ 淹没 ”的装置，以利于采取相应的措施进行接收，同时也利于临床医护人员当了解显示的不是有用信号而是外来干扰，就可以不予理会，而对于真正的信号又可采取措施给予准确接收。

第三节　心电遥测仪

心电遥测仪是医用遥测技术在心电领域中的应用。它主要用于心脏病患者在恢复期的活动监护和研究患者在活动时的心电图的变化规律。现以单导心电遥测仪为例进行说明。

图 1－14 给出了心电遥测仪的总体方框图。由图可以清楚地看出其工作原理。图（a）为其发射部分；图（b）为其接收部分。单导心电图遥测仪的发射部分由 4 部分组成：单边心电放大器、压控振荡器、调频发射机和 6V 直流电源。现将发射部分的工作原理作一简要介绍：

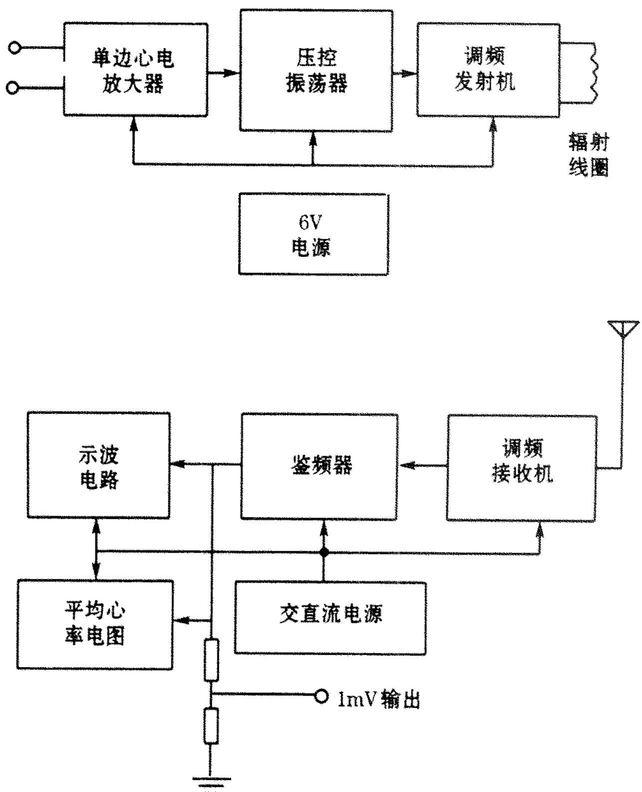


图 1－14　心电遥测仪方框图

一、发 射 机

（一）单边心电放大器

单边心电放大器主要用于放大从胸壁引出的心电信号，以推动压控振荡器进行频率调制。该心电遥测仪只能用于测一个导联的心电图，一般以胸导为主。因为胸导一般能够反映出更多的心电信息。当患者胸部被测部位的皮肤经过处理后，也可在运动条件下进行心电监测。

心电放大器的原理电路图，如图 1－15 所示。

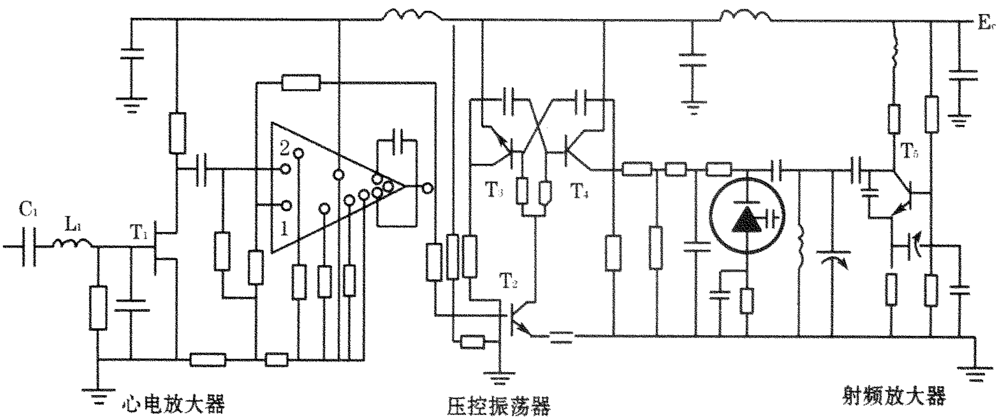


图 1－15　发射部分原理电路图

心电放大器由两级组成：输入级和输出级，输入级由场效应管组成单边放大器，用以提高输入阻抗和改善信噪比。输出级由差分集成电路组成，其放大倍数容易控制，以扩大输出的动态范围。一般当电源电压为 6V 时，其输出最大变化范围可达 5V 左右，有利于控制压控振荡器的频率变化范围。在场效应管前面加一节由高频扼流圈 L_1（150μH）和电容 C_1（5600pF）组成的低通滤波器。主要用于防止射频的引入，以增加心电放大器对外来射频干扰的稳定度。设计时要求心电放大器的输入阻抗为 1MΩ，时间常数为 1 秒，电压增益为 58dB。由于放大器的输出最大变化范围为 5V 左右，因而放大器的输入信号的动态变化范围应大于 6mV 左右。

（二）压控振荡器

由图 1－15 可知，压控振荡器由两只 PNP 管 T_3、T_4 和一只 NPN 管 T_2 组成。两只 PNP 管组成多谐振荡器。一只 NPN 管作为频率控制管。当电路对称时，压控振荡器的振荡频率为

$$f=\frac{1}{2RC\ln\left[2(V_{ce}-V_{be})\right]\left[\frac{1}{I_cR-2I_{beo}R}\right]}$$

其中 I_c 为多谐振荡器的集电极电流，其数值直接受频率控制管 T_2 的基极电位控制，也就是说，只要输入电压改变了频率控制管 T_2 的基极电位，则通过频率控制管 T_2 对多谐振荡器基极电位的控制作用，也就实现了输入的心电信号对压控振荡器的频率调制。一般由心电信号控制压控振荡器，其振荡器的频率在 500 ~ 2000Hz 范围内随心电电压大小而改变；设计时，要求压控振荡器的频率特性应能满足，当输入电压在 0.5 ~ 5.5V 范围内变化时，应呈线性关系，其频率覆盖系数为

$$\frac{f_{max}}{f_{min}} = \frac{2000}{500} = 4$$

压控振荡器的灵敏度 S_V 为

$$S_V = \frac{f_{max} - f_{min}}{V_{max} - V_{min}} = \frac{2000 - 500}{5.5 - 0.5} = 300\text{Hz/V}$$

当输入电压等于 3V 时，其振荡器的中心频率为 1250Hz。

一般对振荡器进行调整时，应首先调整频率覆盖；频率下限（$f_m$in）由控制管 T_2 的偏流电阻决定；灵敏度由控制管基极的限流电阻决定。若频率覆盖已能满足要求，而中心频率不符合要求时，可通过适当调整电容的数值即可改变中心频率的位置。

（三）调频发射机

实际上，调频率发射机是一调频幅射振荡器。如图 1 - 15 所示。它由二部分组成：振荡器和调频电路。其中振荡器采用变形的电容三点式振荡电路，晶体管接成共基电路（也称 Sileer 电路）。由于这种电路和振荡槽路和晶体管电路之间采用松耦合结构。因此，当晶体管参数及电源电压发生变化时，不致引起过大的频率偏移。其频率稳定度可以达到 10^{-4}。为了增大振荡器的辐射能力，若省掉发射天线，一般可将槽路线圈的直径适当加大即可满足要求。

调频电路是利用变容二极管来实现的。变容二极管的输入电路由阻容网络组成，以便通过输入电路引入适当的调制电压，造成 60KHz 左右的频偏；另一方面也能阻止射频信号倒流入压控振荡器。

二、调频接收机

评价一个遥测系统，其性能的好坏在很大程度上取决于接收机的质量。因为接收机是心电遥测仪的关键部件。通常为了提高接收机的灵敏度及抗干扰的能力，均采用二次变频及二级高放电路。并设有频率自动微调电路，以保证接收机随时跟踪发射机的频率。

接收机的整机电路包括：二级高放、第一次混频、第一次中放、第二次混频、第一本振、第二本振、陶瓷滤波器、二级第二中放、限幅器、双振幅鉴频器和低放电路，如图 1 - 16 所示。

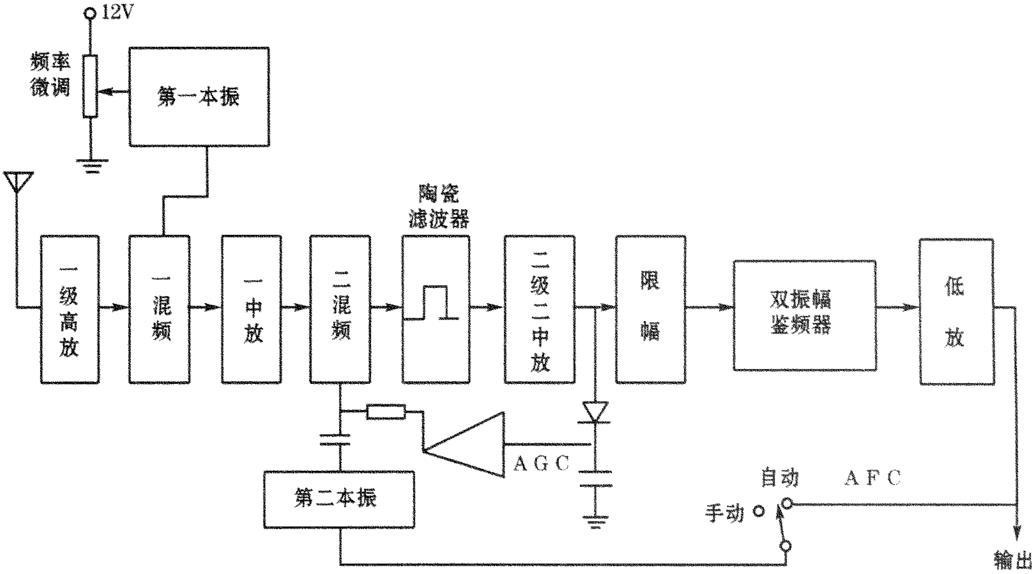


图 1-16　调频接收机方框图

为了提高接收机的灵敏度，在电路设计上尽量消除寄生振荡，一般较为简便的方法是采用所谓失配法，使电路的输入输出能够保持相互独立。失配法主要是利用一级放大单元由两个晶体管组成，前一个接成共射电路；后一个接成共基电路。由于电路在结构上造成共射的输出阻抗和共基的输入阻抗高低不匹配，故称失配法，其等效电路如图 1-17 所示。由于共射电路的输入阻抗 Z_i；极低，即相当于前一级的负载导纳极大，使 $Z_i = h_{11}$；而后一级共基电路的输入信号源阻抗为共射电路的输出阻抗，呈现高阻状态。因而 $Y_0 = h_{22}$，实现了电路结构上的失配，使输入输出相互独立。在接收电路中除了本振电路和低放电路以外，都采用这种失配电路。

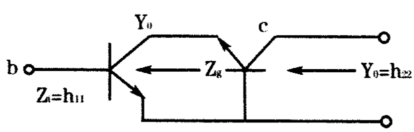


图 1-17　共射—共基等效电路

上述这种心电遥测系统，已成功地应用于临床，其遥测半径在无障碍条件下可达 200m 左右。若采用层迭电池，可连续工作 24～48h。

第四节　颅内压的遥测

颅内压的遥测对于异常颅内压病人的护理以及对神经外科的诊断和疗程的控制都有十分重要的意义。在医疗实践中，颅内压的测定，常规的方法有以下几种。

（1）腰穿刺。

（2）在一侧脑室中放一根心室内压导管，并把导管的另一端接上液体压力表进行颅内压测量。

（3）将液体压力表换成应变片，可作颅内压连续记录。

（4）采用硬膜外压力测量。这种方法不必穿破硬脑膜，可以减少感染。

上述方法在操作时均会给病人带来一定的危险，操作也很不方便。最近十几年随着遥测技术的发展，颅内遥测已逐步发展起来，一般有如下几种形式。

（1）采用液体连接脑室的传感器进行遥测，这种方法存在着感染的危险。

（2）采用硬膜外系统。

（3）采用由电池供电使用生理量测的压力系统。由于这种系统放在颅内的装置很易接收辐射能，影响测量精度；另外由于需要定期更换电池，所以不利于临床应用。

（4）采用无电池系统。一般又有二种类型：

①采用一种利用压力调整的电容器或电感器作为谐振回路的一部分，通过电磁辐射线圈，在外部设备中用一个磁倾角测量仪确定谐振频率，以反映颅内压的大小。

②采用电磁感应原理，即利用一个外部线圈以某一频率对植入装置中的一个线圈辐射能量，以推动其中具有不同频率的有源回路振荡器进行工作，即可测出颅内压的数值。

上述方法均处于实验研制阶段，至今尚未得到一种具有长期稳定性的精度很高的颅内压遥测系统。下面简要地介绍一种类似于电磁感应原理的颅内压的遥测系统。

这种颅内压遥测系统的植入部分采用了一个能量接收线圈给有源内部振荡器提供能量，其压力传感器用电容式传感器。

图 1－18 给出了植入的电子线路原理图。由图可知，整个植入的电子线路由 4 部组成：整流电源、传感器振荡器、射极跟随器和发送（辐射）线圈。

由线路可知，振荡器的振荡回路中的电容就是电容式传感器，而电感是一个绕在环氧体磁芯上的线圈，振荡回路的谐振频率为 8～10MHz，整个线路接成哈特莱振荡器形式。

为了减少负载对振荡频率的影响，在线路中增加了射极跟随器（T_3）。这处射极跟随器激励一个空芯线圈经皮地进行辐射，再被头皮外边的接收系统所接收。

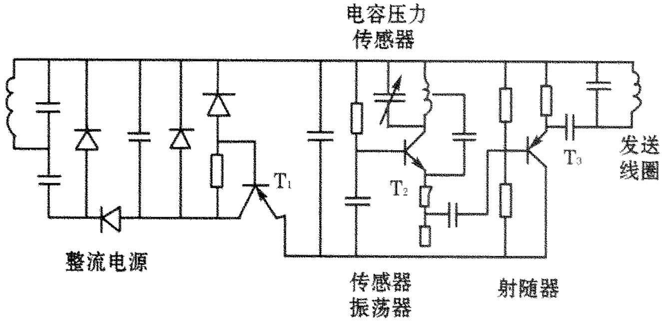


图 1－18　植入的电子线路原理图

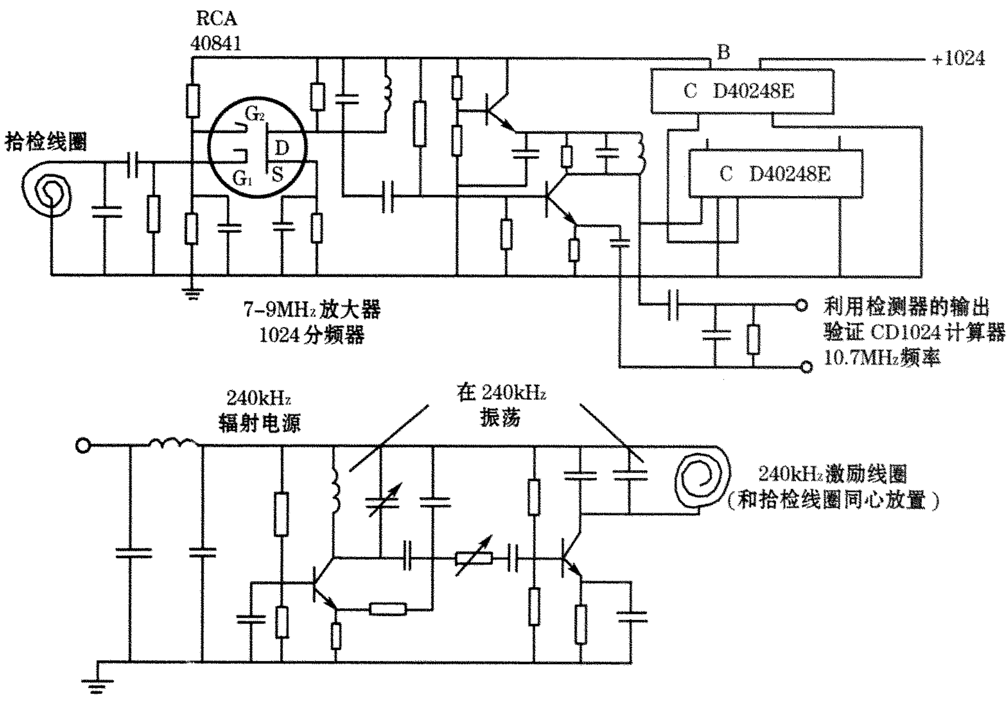


图 1－19　外部激励器和检测器原理电路图

图 1－19 给出了外部激励器和检测器的原理电路图。由图可知，为了把遥测到的频率转换成相应的压力，除频率计数器外还采用一个带计算器的监视系统。除了用于监视和存储大量的病人信息外，还能进行数据压缩、显示和误差分析。其基本的测量系统是由一个频率计数器和数模（D/A）转换器组成的。将 D/A 转换器的输出送至图表记录仪作直观显示，并使之数字化供计算器使用。

第二章 医用激光器

激光是一种基于物质受激辐射原理而产生的一种高强度的相干光。由于它具有亮度高、单色性、方向性和相干性等特点，因而在工业、农业、国防和科学实验中有着广泛的应用。

激光技术的出现在医学上的应用发展非常迅速。特别是在外科领域，激光已成为卓有成效的治疗手段。自从60年代初期梅曼（T.H.Majman）制出了第一台红宝石激光器以来，现已制成的激光器已有数百种之多。为了掌握医用激光技术，充分地发挥激光的特点，使激光医疗机械能够更好地发挥作用，本章主要介绍一些医用激光的基础知识、介绍一些常用的医用激光器的基本原理和结构以及使用中应该注意的问题。

第一节 医用激光的基础知识

为了进一步掌握激光技术，必须了解激光产生的基本原理及其特性。现分成几个小问题进行介绍。

一、自发辐射和受激辐射

众所周知，在原子结构中，处于高能级的粒子极不稳定，它力图向低能级跃迁。人们把不受外界作用而完全自发地产生的跃迁过程称为自跃迁。在自发跃迁时，粒子从高能级变为低能级时，将其多余的能量释放出来。若以光的形式释放能量，称为自发辐射跃迁。辐射出来的光子频率由发生跃迁的两个能级间的能量差来决定，即

$$hf_{21} = E_2 - E_1$$

式中：h为普朗克常数；f_{21}乙为所辐射光子的频率。

由此可见，同一物质的粒子，若在不同的能级之间进行跃迁时，就能发生各种不同波长的光。由于每种原子的能级结构是固定的，因而它只能发出一些固有频率的光。而不同类型的原子能级间的距离彼此不同’，所以它们发出的光波长也不一

样。因而颜色也不相同。

和自发辐射相对应的还有一种辐射过程，称为受激辐射。它是在受到外界光感应后产生的一种辐射形式，并返回到低能态。故受激辐射也叫感应辐射，而受激辐射所放出的光与外来感应的光具有相位、传播方向、偏振方向和频率相同的物理特征。造成这一物理特征的原因是当受激辐射的同时还伴随着受激吸收过程。这是因为当原子吸收能量由能级 E_1 跃迁到能级 E_2 时处于激发状态。此时原子能量增加到 $E_1 + hf_{21} = E_1 + (E_2 - E_1) = E_2$，这个过程就是光的受激吸收过程。这时处于激发状态 E_2 的粒子，当有频率刚好是 f_{21} 的光子趋近它时，将使它感应而发射出一个同样的光子。这个光子的能量正好等于激发状态失去的能量 $E_2 - E_1$，因而它就以与原来的感应光子同方向、同频率、同相位、同偏振方向的方式传播出去。即在发生受激辐射过程后，就难以区分哪个光子是原来入射的，哪个光子是受激过程中新辐射出来的。这就是说，综合观察这一过程就相当于光通过受激辐射后得到了放大。

由上可知，受激吸收和受激辐射过程是同时存在的。但在一般的实验条件下，由于处于低能级的粒子数总比高能级的粒子数目多，这样，吸收过程总是占居优势。故通常看到的原子体系对外的宏观表现，即吸收现象。欲受激辐射占优势，这必须使处于高能级的粒子数超过处于低能级的粒子数，这样就能观察到受激辐射过程超过受激吸收过程。显然，这一过程的实现，就是实现了光的受激振荡和放大，也就是说，实现了激光的发射。

不言而喻，欲实现激光的发射，应想办法使大量处于低能量的粒子跃迁到高能级上去，即想办法去实现物质中粒子数的反转分布。

二、粒子数反转分布和激励的方式

众所周知，当原子体系处于热平衡状态时，粒子数目按照能级分布，遵守波耳兹曼分布定律，即

$$\frac{n_2}{n_1} = e^{-\frac{F_2 - E_1}{KT}}$$

由该式可知，欲实现光的放大，应该 $n_2 > n_1$ 也就是说，必须使 $\frac{F_2 - E_1}{KT} < 0$，又因 $E_2 - E_1 > 0$，且 K 是正值，故温度 T 必须为负值，即必须 $T < 0$。

显然，不能用一般的温度概念来理解上述条件。实际上欲实现粒子数反转，必须用某种外力去激励能级间能呈现粒子数反转的物质，以便使大量处于低能级的粒子跃迁到高级上去。

一般对不同种类和不同性质的工作物质可采用不同的方法进行激励，常用的激励方法有：

（1）光激励；

（2）电激励；

（3）化学激励；

（4）超凌晨速绝热膨胀进行激励；

（5）核反应中的高能级粒子进行激励。

由上所述，可以看出，激光器中的所谓激励装置，其作用就相当于一般光源的电源一样。因为激光激的激励装置是产生激光的能源。而激光的能量就是把其他形式的能量（如光能、电能、化学能、热能等）通过激励装置转换而来。

三、激活介质

通常把两个能级间能呈现粒子数反转的物质称为激活介质。激光器就是以激活介质中的原子或分子来产生激光，一般激活介质的原子或分子可以是静态气体，也可以是动态气体，也可以包含在半导体和晶体中，甚至还可以溶于流体中。

下面的分析将会看到，对于两个能级的激活介质很难实现粒子数的反转分布。原因是这样的，在激励情况下，对于一个只有二个能级的激活介质的原子体系，开始时由于 $n_1 > n_2$，因此受激时吸收过程比受激辐射过程占优势。随着激励的继续，高能级 E_2 的原子数 N_2 逐渐增多，最后达到平衡，以后也就一直保持这种状态。显然，这种只具有二个能级的激活介质难于实现粒子数的反转分布，即不能实现激光的发射。

若激活介质具有三个能级的体系，并且三个能级之间的跃迁都是可以进行的。假设用频率为

$$f_{31} = \frac{E_3 - E_1}{h}$$

的激励光源照射此系统，将有一部分粒子从 E_1 激发到 E_3，同时也存在 E_3 跃迁到 E_1 的粒子。

图 2－1 给出了一个具有三能级激活介质内粒子数按玻耳兹曼的规律分布状况曲线。当激励光源足够强时，能使 $n_3 = n_1$ 即达到动态平衡，即能级 E_1 上的粒子数减少量△和能级 E_3 上的粒子数增加量两者几乎相等。假如能级 E_2 比较接近 E_3，则在能级 E_3 与 E_2 间形成粒子数反转，从而提供可以放大频率 f_{21} 的光的激活介质。同理，若能级 E_2 比较接近 E_1，则当大量的处于 E_1 的粒子被激活达到 E2 能级时，将有可能出现 E_2 与 E_1 间的粒子数反转，如图 2－2 所示。

这时可得到放大频率的激光介质。显然若能级 E_3 的自发辐射几率较小，即粒子在该能级的停留时间较长，就容易出现放大频率为 f_{21} 的光的激活介质，世界上第一台用红宝石作激活介质的激光器就是属于放大频率为 f_{21} 的光的激活介质。

除了上述的具有 3 个能级的激活介质外，还有 4 个能级的激活介质。例如钕玻

璃激光器和掺钕钇铝石榴石激光器的钕离子即是属于具有 4 个能级的激活介质。

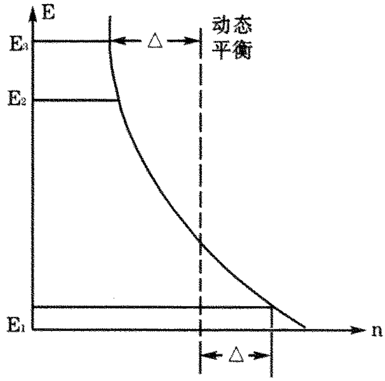


图 2－1　具有三个能级的激活介质内粒子数反转曲线

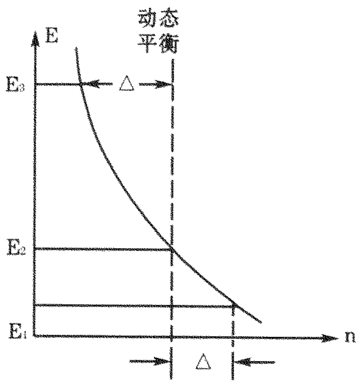


图 2－2　E_1、E_2 间出现粒子数反转的曲线

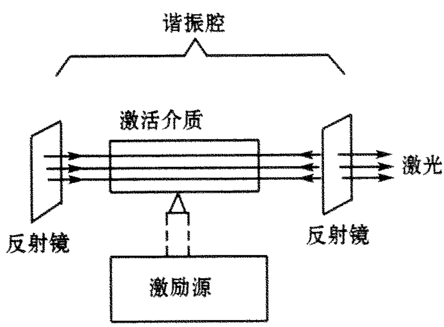


图 2－3　激光器的组成示意图

四、光学谐振腔

由上所述，可以看出，实现粒子数反转的激活介质，只是具备了产生激光的必要条件。欲产生激光，还必须把激活介质放在两个反射镜之间，如图 2–3 所示。

将通过光的不断的反射而形成一个振荡器，从而发出激光。而两个反射镜就构成了光学的谐振腔，谐振腔的反面可以是平面的，或者是球面的。其中一个应具有较高的反射率，即近于完全反射，而另一个反射镜应具有部分地透射的特性。显然，在激光器中由于反映镜的作用而头现了反馈，这样系统的部分输出反馈到输入端，并使反馈的能量与输入能量相同，从而就变成了一个激光振荡器。也就是说，只要镜面的反射率足够高，损耗足够小，则大部分沿轴线方向传播的光将在谐振中往返多次，并不断地放大。当这一“雪崩”式的放大过程达到某一数值时，就形成了强大的受辐射光源。

由此可知，只有沿着轴线方向行进的光子才能形成振荡。凡是不沿着谐振腔轴线方向的光子，就很快地通过谐振腔的侧面而逸出腔外，这就保证了激光光束具有良好的方向性。

根据谐振腔的理论可以求出谐振腔的共腔频率 V，即

$$V = q\frac{C}{2nL}$$

式中：q 为正的系数；

C 为光速；

L 谐振腔的长度；

n 为激活介质的折射率。

由式中 2–5 可以看出，谐振腔的共振频率与激活介质的折射率 n 和腔长 L 有关。对于一定的激活介质，当腔长 L 一定时，只有具有相应的频率的光子才能引起振荡，这就保证了激光的单色性，也即限制了激光输出的振荡模式。正是由于激光具有上述二个可贵的特性，高度的方向性和单色性，所以它能将有限的激光能量能在空间和时间上高度集中起来，从而使激光在很窄的波长区域内所激发出的亮度比太阳的亮度高十亿倍以上，形成一种最亮的光派。

综上所述，可以概括出激光的几个特性，这些特性，正是激光在医学上应用的基础；激光的这些特性是：

1. 具有极高的亮度　它是目前人们知道的最亮的光源。例如，一只功率为 1mW 的氦氖激光器的亮度比太阳光高 100 倍，而一台红宝石调 Q 激光器的亮度比太阳高几亿倍，因而利用激光作为光源，经过透镜聚焦后，在焦点附近能产生几千度或几万度的高温，利用这一特性可使生物有机物的细胞遭到严重破坏。

2. 方向性高度集中　一般激光只向单一方向发光。一台功率 10kw 左右的红宝

石激光束的发散角仅有 0.05°，当功率较小并且采用光学系统时，发射角可小于 0.01°，这相当于光束经过 1km 的距离只扩散 10cm，不言而喻，实际上激光在空间作平行传播。

3. 高单色性　即激光辐射具有固定的波长，而普通光源的辐射则包含有各种波长。

4. 具有良好的相干性　由于激光具有固定的波长，它在时间上和空间上是严格有序的，由物理光学中的相干原理可以知道，对于两频率相同，振动方向相同，位相相同或具有恒定位相差波源所发出的波，在空间上相互迭加将出现干涉现象。由于激光具固定的频率，并且在较长的时间内存在恒定的位相差，所以它具有良好的相干性，而普通光源，由于各发光中心互相独立，很少有相同的频率或稳定的位相差，故很难出现相干现象。故普通光源的相干性是极差的。

由上可知，由于激光具有上述特点，人们可以把激光辐射通过光学系统聚焦成一个小点在这小点上形成巨大能量密度。它的这一可贵性质使它在科学技术的各个领域获得了广泛的应用。下面就医学领域中常用的激光器作一简要介绍。

第二节　医用激光器

自从 20 世纪 60 年代初期制成首批红宝石激光器以来，相继出现的激光器已有数百种之多。这些激光器的出现为在生物和医学领域中应用提供了可能。实践证明，各种比较成熟的性能较好的激光器，在医学领域都得到了不同程度的应用。也提高了当代医疗诊断和科研的水平。

一般按工作介质分类，常见的激光器有：固体激光器、气体激光器和液体激光器。另外还有半导体激光器和化学激光器。

现就其中几个主要的医用激光器介绍如下。

一、固体激光器

固体激光器是发展过程中最早出现的一种激光器。国内于 1961 年研制成功的第一台激光器就是固体激光器。它也是最早应用于医学上的一种激光设备。

固体激光器的一般结构如图 2－4 所示。它包括工作介绍、激励灯、电源、全反射镜和半透镜以及聚光器。

固体激光的工作介质一般采用三能级系统和四能级系统。常用的红宝石激光器是属于三能级系统，掺钕钇铝石榴石激光器和钕玻璃激光器则属于四能级系统。现就常用的医用固体激光器作一简要介绍。

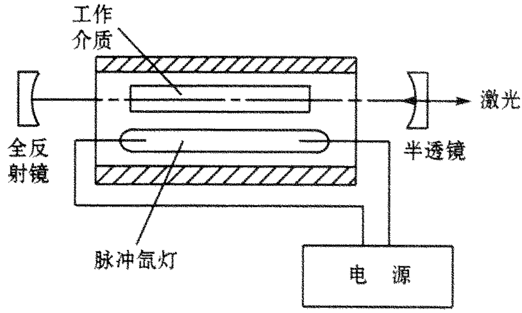


图 2－4　固体激光器结构示意图

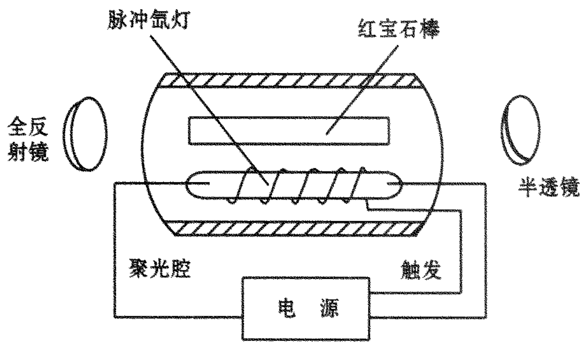


图 2－5　红宝石激光器结构示意图

（1）红宝石激光器

红宝石激光器由 3 部分组成：红宝石晶体棒、光学谐振腔和激励系统，如图 2－5 所示。其中红宝石晶体和脉冲氙灯放入聚光腔中，全反射和半透镜（部分反射镜）组成光学谐振腔，电源对氙灯施加脉冲高压后，氙灯闪光，对红宝石进行点燃。即用光来激励激光工作介绍。红宝石的主要成分是 Al_2O_3，若掺入少量 $C_{r2}O_3$，光照下呈淡红色。在红宝石激光器中的红宝石晶体棒通常一端磨成毛面，以消除激光经侧面多次反射而形成的寄生振荡。一般棒的直径为几毫米到几厘米。长度为几厘米到几十厘米。聚光腔的型式通常有球形，圆柱形，椭圆形等。其内壁镀上高反射率膜层，以便将光源发出的光有效地均匀地反射到工作介质上，脉冲氙灯为一激励源，它是采用冷阴极的放电灯，其外壳为石英管，电极用钍钨或铈钨等材料制成。管壁和电极一般均需冷却，常采用水冷或其他流体冷却。

医疗上最早应用的激光器就是这种红宝石激光器。开始主要用于视网膜的焊接，以后逐渐深入到外科、妇科、口腔科、等其他医疗部门。现以国产的一种手持检眼镜式激光视网膜凝结机为例作一简要介绍。

手持检眼镜式激光视网膜凝结机的结构，如图 2－6 所示。

它由三部分组成：红宝石激光器、照亮瞄准定位系统和观察系统。

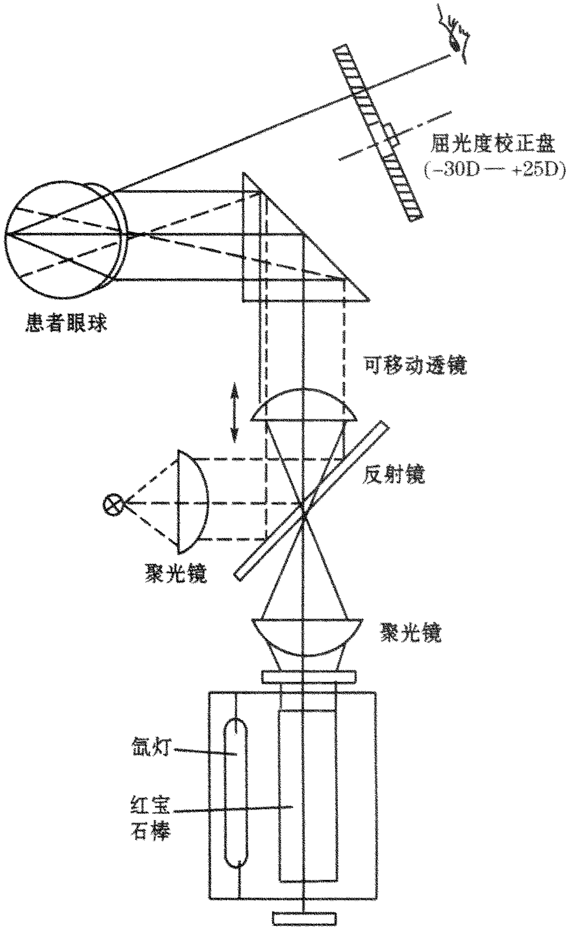


图 2－6　手持检眼镜式激光视网膜凝结机示意图

照明系统由灯炮、聚光镜、反射镜和可动透镜组成。将灯炮发出的光聚到患者瞳孔附近。把视网膜照亮。另外，反射镜的中心有一小孔，以保证激光全部通过。镜面上刻有“十”分划，反射镜上的小孔及“十”字分划，经可动透镜和转向棱镜及病眼屈光质后，即在视网膜上成像。由于激光焦点与小孔一致，故小孔的像就可作为瞄准标记。指示出激光将要凝结的部位。

观察系统为屈光度校正盘。医务人员在上方通过校正盘观察病人眼底，调节到最清晰为止。同时移动可动透镜，使瞄准标记（小孔的像）及水平分划线清晰成像在需要治疗的部位上。

当电源电压达到额定电压后，即可进行激光焊接。

（2）掺钕钇铝石榴石激光器

掺钕钇铝石榴石的基质是钇铝石榴石，它在高温下，由三氧化钇（Y_2O_3）和五

氧化铝（AI_2O_3）生成的晶体。其化学分子式为 $Y_3AI_5O_{12}$ 简写为 YAG。

若在生长过程中掺入氧钕，则变成为掺钕钇铝石榴石石晶体（Na^{3+}：YAG）。钕在晶体内是以三价离子状态存在，Na^{3+} 是激活离子，能吸收和发射光谱线。

掺钕钇铝石榴石激光器的结构和上述红宝石激光器相同，亦是由晶体棒、激励灯聚光腔和谐振腔等组成其特点，是体积小、重量轻、效率高的固体连续激光器。在医疗上可作手术刀和照射治疗。具有止血效果好，切骨速度快、切缝细，对肌体组织有良好的凝固作用。

（3）钕玻璃激光器

它是一种用掺有钕离子的玻璃作激光工作介质的固体激光器。

玻璃有很好的光学均匀性，可以制成各种形状的材料，其成本低，输出量较大。掺钕量高，一般可达 6%；由于 Na^{3+} 在玻璃中受到的点阵作用不均匀，其荧光线宽。玻璃的另一特点是导热率低，因而在高复率脉冲工作和连续工作时受到限制。

钕玻璃激光器通常只输出 1.06μm 的激光线。只有在特定条件下，才能得到 1.35μm 和 0.914μm 的输出。

钕玻璃激光器在临床上主要用于皮肤科，外科的气化和照射治疗。

二、气体激光器

气体激光器与固体激光器相比，具有结构简单，造价低，操作方便，但输出功率较小。

一般按工作介质的不同，气体激光器可分为三种：即分子气体激光器中性原子气体激光器和离子气体激光器。现分述如下。

（一）分子气体激光器

分子气体激光器中性能较好的是 CO_2 激光器和 N_2 分子激光器。

1. 二氧化碳激光器

CO_2 激光器的结构，如图 2－7 所示。

其激发方式是冷阴极辉光放电，放电管的直径一般为 10～40mm，管的长度与输出功率成正比。目前一般为每米 50W。较长的放电管可采用折迭式。放电管内气体温度增高后，输出的功率下降，故必须用水冷却。电极是一个呈空心圆筒状的钼筒，并用钨杆与钼筒焊接，再封装在放电管中。

放电管内充有氦，氮及二氧化碳混合气体，它们的比值为 $CO_2:N_2:He=1:2:7$；CO_2 激光器的工作介质是 CO_2 分子。一般分子有 3 种运动状态，一是分子里的电子运动，这种运动决定了分子里的电子能态；二是分子里的原子的振动，这种运动决定分子的振动状态；三是分子的转动，它决定分子的转动能态。一般分子的运动比

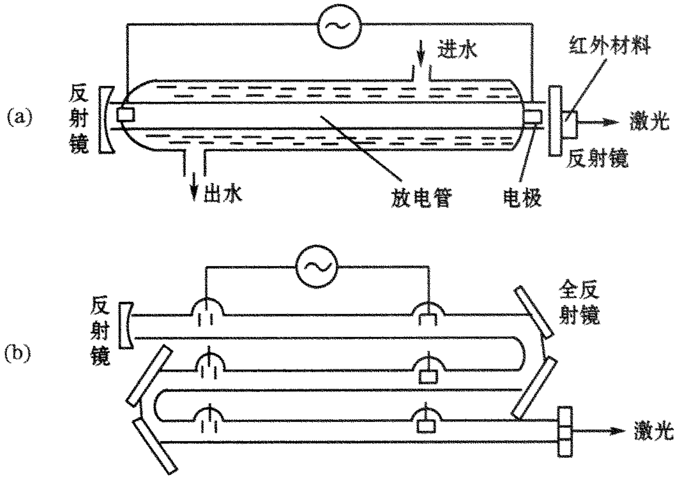


图 2－7　CO_2 激光器结构示意图

原子的运动复杂。为了简化起见，在叙述时先略去分子的转动，只讨论分子的振动。由于 CO_2 是一线形的对称分子，即三个原子排成一直线，如图 2－8 所示。



图 2－8　CO_2 分子的形状

其中两个氧原子位于两端，中间是碳原子，每个氧原子与碳原子的距离相等，并由化学健把它们和碳原子结合起来。图中所示是原子的平衡位置，实际上，原子是围绕其平衡位置作不停地振动。

根据分子振动理论，可以看出，二氧化碳有 3 种不同的振动方式，一种是两个氧原子沿着分子轴的相反方向振动，并且是同步的。而分子中的碳原子不动，即形成对称振动，如图 2－9（a）所示。第二种是形变振动，即两个氧原子在垂直分子轴的方向作振动，并且这 3 个原子是的振动是同步的，如图（b）所示。第三种是非对称振动，即两个氧原子沿着分子轴向相同方向作振动，而碳原子则向相反方向作振动，这三个原子的振动也是同步的，如图（c）所示。与每一种振动方式相对应都有一组相应的能级。如图 2－10 所示。

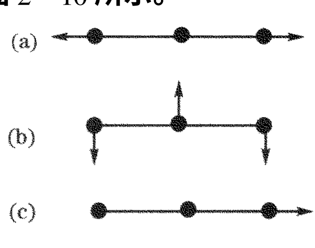


图 2－9　CO_2 分子的 3 种振动方式

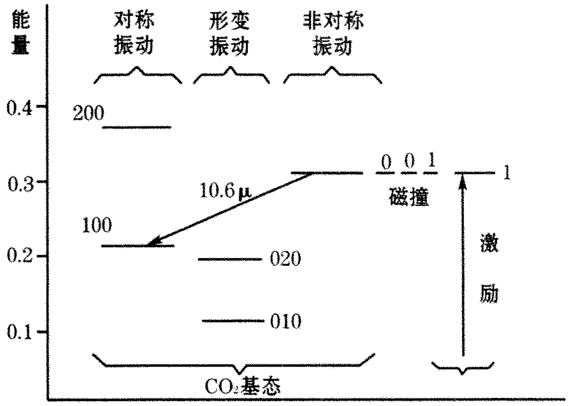


图 2-10　CO_2 激光简化的能级图

相应于对称振动的能级以 100、200、300……表示，相应于形变振动的能级以 010、020、030……表示。上图表示出这些能级的一部分，由于略去了分子的转动，故能级图是简化后的能级图。下面从能级图的角度来分析 CO_2 分子激光器的工作过程。

当放电管中气体放电时，其中的氮分子由于受到电子的撞击，就从基态激发到较高的能态，即

$$e_1 + N_2 = N_2^* + e_2$$

其中：N_2 表示处于基态的氮分子；

N_2^* 表示处于第一激发态（较高的能态）的氮分子；

e_1、e_2 分别表示碰撞前后的电子。

当激发的氮分子和处于基态的二氧化碳分子发生碰撞时，氮分子把激发能传递给 CO_2 分子，而使 CO_2 分子处于 001 能级上（即使 CO_2 处于非对称振动的状态），氮分子回到基态。即

$$N_2^* + CO_2 = N_2 + CO_2^* \quad (001)$$

由能级图可以看出，因为 N_2^* 和 CO_2^*（001）的能级几乎重合。当大多数 CO_2 分子被激发到 001 能级上时，处于 001 能级上分子数超过了 100 能级的分子数，即形成了粒子数的反转，从 001 能级到 100 能级的跃迁就发射波长为 10.6Xμm 的激光。这里 N2 只是起了能量转移作用。另外氮对 CO_2 还有冷却作用，可使 CO_2 温度下降。

CO_2 激光器的激励电源，一般采用交流电源和直流电源。如果放电管较长，可采用分段放电，只要多装几对电极就能增加放电管的长度。如图 2-7（b）所示。

激光器的输出功率与放电电流的大小有关。开始时，输出功率随着放电电流的增大而增大，但增大到一定值后，电流再增大，输出功率反而减小。一般把功率达到最大时的电流值称为最佳电流值。如图 2-11 所示，使用时应特别注意，其放电

电流不得超过最佳电流值。

CO_2 激光器谐振腔中的全反射镜，一般采用镀金的玻璃反射镜，它对 10.6μm 波长的反射率可以达到 98% 以上。

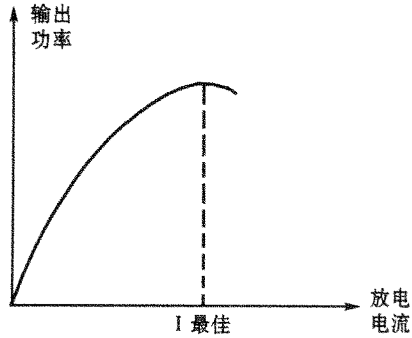


图 2－11　电流输出特性曲线

谐振腔的输出端的反射镜有各种形式，一般采用在一块全反射镜的中心开一个小孔，外面再贴一块能透过 10.6μm 波长的红外材料（如氯化钾晶片），激光就透过这个小孔而输出。另一种形式是用锗（或硅）半导体做成反射镜，表面镀上金膜，但中央留一个小孔不镀金。这两种形式效果相近，都被广泛采用。

CO_2 激光器的导光装置，用以将输出的激光引导到需要照射的部位。导光装置一般固定在激光器输出窗口的支架上，能用上下左右调节，使激光的输出能沿中心输入到导光管内，激光管和导光系统的支架都固定在平台上。图 2－12 给出了 CO_2 卧式激光刀结构示意图。

其中导光系统由 5 块反射镜组成，镜面上镀金。为避免透镜被污染，实际的激光刀多采用双层结构，即在刀头前半部分的夹导中采用轴气或向外吹气的方法，防止烟雾进入镜筒，可避免透镜污染。

实践证明，CO_2 激光器装置简便，稳定可靠，操作方便，对于 CO_2 激光戴上普通的眼镜就能起到防护的作用。目前各国所用的激光手术刀大部分是 C02 激光。故在外科，皮科等医疗部门已成为卓有成效的治疗工具。

2. 氮分子激光器

氮分子激光器是以氮作为工作介质，波长为 3371Å，采用脉冲激励，激光器两端不需要使用反射镜，就能得到大的输出功率。一般传输线采用平行平板结构，在直流高压作用下产生火花隙放电，由此产生的高压电磁波传入充有氮气的激光腔，在激光腔中将产生大量电流放电，产生 3371Å 的相干辐射，高压电磁波沿激光腔继续向前传播，形成行波激励，由此获得激光。

氮分子激光器在临床上已用于外科、皮肤科、妇科等方面。另外利用 N2 分子 3371Å 紫外光的荧光效应，还可用于某些肿瘤的早期诊断和细胞学的基础研究。

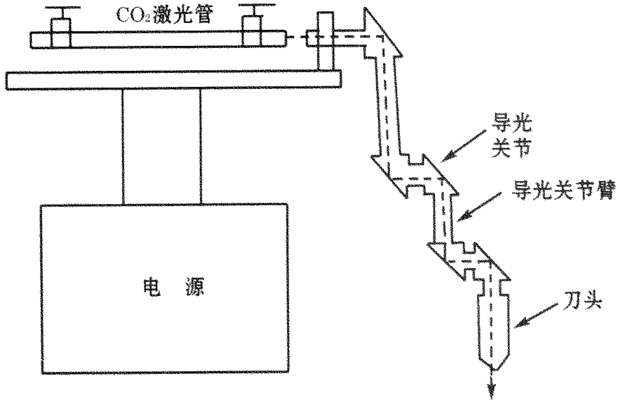


图 2－12　CO_2 卧式激光刀示意图

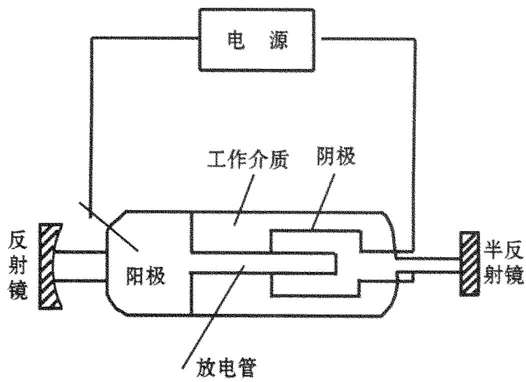


图 2－13　氦氖激光器结构示意图

3. 惰性气体原子激光器（中性原子气体激光器）

这种激光器的工作介质是纯的惰性气体，如氩、氪、氙、氖、氦。其中以氦、氖激光器性能最好，现以氦、氖激光器为例进行说明。

氦氖激光器是惰性气体原子激光器中最早制成并且得到广泛采用。其结构如图 2－13 所示。

它的工作介质为氖，辅助气体为氦。它能得到数十种谱线的连续振荡，它的单色性好，可获得极高的频率稳定度。由上图可知，氦氖激光器由三部分组成：放电管、谐振腔和激励电源。工作介质充在放电管内，管壳用硬质玻璃或熔石英烧制而成。电极采用冷阴极形式，一般用铝、钼、镁等金属制成圆筒状。在放电电流较小时，用钨杆作阳极。谐振腔由两个反射镜组成。常用的为平面镜和凹球面镜组成平凹形谐振腔。激励电源常用直流电源，也有用交流或射频电源进行激发。

在临床上氦氖激光器主要用于照射或用于细胞的显微研究，如用于乳腺癌的早期发现具有一定的临床诊断价值。

（三）离子气体激光器

离子气体激光器的工作介质是气态离子。它的激光跃迁发生在气体或分子离子能级上。一般可分为两类：氩、氪等惰性气体离子激光器和镉、硒、锌等金属蒸气离子激光器。输出波长大多数在紫外和可见光部分，输出功率比原子气体激光器高。

惰性气体离子激光器中使用较多的是氩离子激光器和氦镉激光器。现以国内研制成功的氦镉激光器为例进行说明。

图 2－14 给出了氦镉激光器的原理结构图。其中金属镉环穿插在分段的毛细管（放电管）之间，形成放电激活区。借助放电电流加热放电区的镉环，提供适当的镉蒸气压，并且镉蒸气比较均匀，减低激光输出的噪声。在上图右侧反射镜之间，有一个由外管形成的二次扩大区和一道玻璃档壁，用于收集冷凝的镉蒸气，以防止镜片污染。

在临床上氦镉激光器主要用于诊断和照射治疗。例如临床上可用于检查五管科的癌肿。若口服荧光素钠盐，由于癌细胞对荧光素敏感，故在其所在部位就吸收和聚集较多的荧光素，当氦镉激光照射时，就激发出黄色荧光，根据荧光所在部位即可进行辅助诊断。

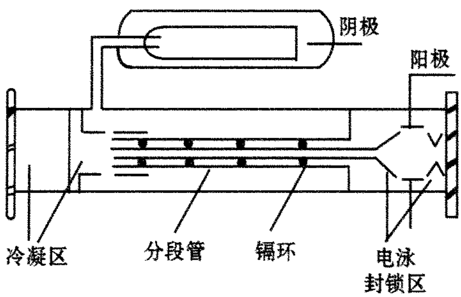


图 2－14　分段式氦镉激光器

三、液体激光器

它是以液体为激光物质的激光器，一般为分无机流体和有机流体激光器。

无机流体激光器的工作介质是掺有稀土离子的无机流体，例如掺钕氯氧化磷等。一般掺钕氯氧化磷激光器，输出功率可达 200～300W，重复频率为每秒 5 次。

有机流体激光的介质主要是染料。一般染料为有机溶液，染料在有机塑料中为固溶体染料蒸气。最常用的有机液体染料激光器由 4 部分组成：泵浦（激励）光源、谐振腔，染料池或喷嘴以及染料溶液的循环和过滤系统。染料激光器的工作方式，一般 3 种，即脉冲式、连续波式和高重复频率染料激光器。

染料激光器的最大优点是波长连续可调，其波长分布在 3400 – 12000Å 范围内。这的这一优点深受人们重视。另外染料激光器还具有价格低廉、效率高、输出功率可与气体或固体激光器相比，并且激光溶液的光学均匀性好，制备容易，可循环操作，便于冷却。

在临床上无机液体激光器主要用于皮肤照射治疗，而有机染料激光器，由于其波长连续可调，价格又低，操作也很方便，故在医疗上即将日益占居主要地位。

第三节　激光辐射的生物效应和医用激光的临床应用

由前所述，激光是一个方向性强、单色性好和能高度集中的相干光束。利用透镜能聚焦成非常小的光点，在光点上其能量密度相当高。并且可以在几微秒或几个毫秒之内发生作用，激光的光点经聚焦以后其直径可达到几十 μm，因而在治疗时，可以精确地选择病变部位。

临床和动物试验已经证明，激光的生物效应主要有 4 个方面。

（1）热效应：在激光束照射下，在几毫秒或更短的时间之内可使生物组织的局部温度升高达 200 ~ 300℃，而且维持 40 ~ 50℃左右的温度可持续 1min 左右。其热效应可要使生物组织的蛋白质变性凝固，甚至使组织炭化或气化。

（2）压力效应：由于激光能量密度较高，因而会产生很大的辐射压力。实验证明，若激光束聚焦到 0.2mm 以下的光点时，其单位面积的压力可达 $200g/cm^2$，与此同时，由于热效应引起组织热膨胀将导致产生冲击波，因而光压和由冲击波所构成的总压力，可使产生热效应的生物组织破坏。

（3）光效应：由于激光照射生物组织吸收、反射和传热。色素组织（特别是黑色）对激光有选择性的吸收作用，很少反射和传热，由此引起的破坏就更大。实验表明，与它互为补色的组织吸收最多，由此引起的破坏也最大。利用这一效应，可在需要破坏的组织上先进行生物组织染色，然后再进行激光照射即可获得最佳效果。

（4）电磁场效应：理论与实践均已证明，激光是一种电磁波。因而与激光相应的必然产生电磁场。若聚焦后的激光功率密度为 $10^8 W/cm^2$，由电场强度相当于 $10^5 v/cm$；若聚焦后的激光功率密度为 $5 \times 10^{14} W/cm^2$，则产生的电场强度可达 $4 \times 10^8 v/cm$。显然，在这样高的电场强度作用之下，生物组织必然发生电离，使该处的组织细胞受到破坏。

由此可见，激光是通过热效应、压力效应、光效应和电磁场效应对生物组织发生作用。在这 4 种效应中，哪一种效应占居主导地位，或起到主要作用，则与激光器类型和功率大小有关。对于连续的二氧化碳激光器、氦氖激光器，其热效应是主

要的，而压力效应较小；对于脉冲式高功率激光器，则其压力效应和电磁场效应占据主要地位。一般情况下，大功率激光器对生物组织具有破坏作用，而小功率激光器只具有刺激作用，若逐次地进行照射时，则具有累积效应。

利用上述的激光生物效应，临床上目前有如下几种应用方式。

（1）对组织进行切割和分离

激光对组织进行切割和分离时，由于激光束聚焦后的光点非常小，能量高度集中，作用时间又短，因而它对组织的破坏是最小的。并且其创伤面或器官表面如遇出血或附着粘液时，就会阻碍进一步照射。临床表明，用激光进行分离和切割，操作简便，防护措施也很简单，患者出血也少，切口愈合平滑、整齐。因而深受医护人员和患者的欢迎。

（2）对组织进行气化和融解

由于高功率的 CO_2 激光器其光点温度可达 200℃ 以上，并且具有一定的压强，它不仅能溶融组织。而且具有很强的穿透破坏作用。临床表明，激光对机体皮肤粘膜的表浅病变以及经过手术暴露的深部肿瘤，经过照射治疗，其病变的表层将立即气化，而周围的健康组织界限清楚，若进行反复气化融解，可使大块实体组织蒸发消融。其特点是方法简便，治疗愈合快，周围组织反应小，功能基本不受影响。

（3）对组织进行烧灼和止血

因为激光点具有高温，可使组织凝固，脱水和破坏细胞。临床上已成为一种很好的烧灼工具。若用于止血，其失血量和止血速度都比目前所应用的电烙法效果好的多。

（4）对组织进行凝固和封闭

临床表明，激光的凝结作用可使组织结疤、阻塞和封闭血管和淋巴管，还可以引起组织萎缩。利用这一特点可用于治疗唇血管瘤和淋巴瘤以及背部血管瘤。

（5）对组织进行离焦照射

即将激光不予聚焦，而进行散射，一方面给穴位以刺激，另一方面给穴位也输入一定的能量，故激光照射具有针刺和灸法的作用。

随着激光技术的应用日益广泛和激光能量密度越来越大，所以激光的防护问题也日益成为人们必须注意的问题。实践证明，人眼是激光最容易伤害的部位，如不注意防护，激光会通过直接或间接的途径（例如各种反射）造成激光对眼睛的伤害。因为激光光束是平行性光束，在传播过程中，经过眼球晶体聚焦，很易造成眼底损伤。尤其是固体激光器，其功率大，通过各种途径反射回来的很小的一部分能量就造成眼底损伤，使视网膜造成永久性盲点，严重时会使视网膜出血，造成玻璃体混浊，影响视力，使视力减退。若激光能量过大可毁坏眼底而直接引起失明。一般的气体激光器也可以造成不同程度的眼底损伤。例如 CO_2 激光器，虽然不能直接透入眼睛，但可以损伤角膜，使视力减退。

激光除对眼睛造成伤害以外，皮肤也会受到激光的伤害，一般激光对皮肤伤害

的程度与皮肿吸收和反射的能力，以及皮肤的含水量导热性和不均匀程度有直接的关系，激光对皮肤的损伤主要表现为血管穿孔和黑色素分散。

在实际工作中，激光直接造成人眼和皮肤的损害容易引起人们的重视，但容易忽视的是激光经过各种反射途径进行间接照射所引起的累积效应，造成人眼或皮肤的伤害。因而在工作时对其周围环境和工作条件均要作认真考虑和选择。

第三章　医用 X 线电视

医用 X 线电视是一部精密的医用电子设备，在临床诊断和治疗方面得到了广泛的应用。它与常规的 X 线透视机相比具有许多优点，在医用技术的发展过程中是一次很大的技术性突破。

本章主要叙述医用 X 线电视特点、影像增强器、平面 X 线电视和立体 X 线电视的原理和应用。

第一节　医用 X 线电视的特点

一、常规 X 线透视的缺点

1895 年德国的物理学家伦琴发现了 X 射线。两年之后世界上第一台医用 X 线透视机诞生，并在医学界推广使用了 X 线技术。从而揭开了放射医学的序幕。使人们的视觉从可见光扩展到 X 线范围，使视觉进入了生物体内部。这样使从前只有通过解剖才能揭示的病症，现在变成了荧光屏上可以观察的影像，或成为永久性记录的感光胶片。

大约经过半个世纪，X 线透视技术没有新的突破，一直存在以下几个问题。

（一）图像亮度太低，仅能在暗室中供少数人同时观察。

（二）透视所需的 X 射线剂量大，对患者和工作人员均有一定危害。

（三）不能获得实时的立体图像，透视信息的多层重迭造成有用信息的淹没。

二、平面 X 线电视的特点

五十年代以来，对 X 线诊断装置进行了改革，即将 X 线透视机通过光学器件的耦合，与闭路电视系统相结合，制成了闭路医用 X 线电视装置（简称 XTV）。

医用 X 线电视系统与传统的 X 线透视机相比较，具有如下特点：

（一）由于影像增强器输出屏上的图像比入射到输入屏上的图像亮度增益可达

万倍以上，这就有可能利用闭路电视系统，使 X 线透视摆脱传统的暗室操作的不便。由于明室观察，透视时眼睛的适应时间大大缩短，观察灵敏度也大大提高。

（二）由于 X 射线使用剂量的降低，进一步减轻了 X 线管的有效负载，可延长 X 线管的使用寿命。同时可采用更小的焦点，有利于影像质量的提高。

（三）由于 X 线电视把微光图像转换成了电信号，这样就便于进行信息处理。

（四）由于采用电视荧光屏显示，视野范围扩大，可供多人同时观察，便于会诊或教学。

（五）在“XTV”中，X 线源的辐射剂量仅为常规剂量的 1/5～1/10，就能获得足够的观察亮度。这就大大减少了 X 线对病人和医务人员的危害。

鉴于以上特点，“XTV”技术在医学领域中得到了广泛的应用。

三、X 线图像检查的新技术

（一）七十年代，出现了医用立体 X 线电视装置，这是现代医疗器械中 X 线图像检查的新技术之一。它是根据双目视差原理，采用两只 X 射线管以及一只摄像机配合影像增强器，成功地获得了立体感很强的立体 X 线图像。具有一般平面图像所不能显示的深度空间概念与物体的整体概念，这对病变的定位与定性均有重要参考价值。

（二）对各种导管、导针的导向检查定位具有重要的临床意义。这是由于立体电视图像能实时地反映导管头的具体方向、位置，有利于准确的定位。另外有利于正确完成骨折复位和摘除异物等手术。

立体 X 线电视图像能否较好地发挥上述优点受到下列因素的影响：

1. 一般体腔组织空间愈大，则立体观察的效果也愈好。

2. 各种密度组织之间反映在图像上的反差愈强，则显示立体层次愈好。

3. 各组织缺乏密度对比的条件下，立体电视的观察效果较差。例如胸腔积液时要显示胸膜肿瘤灶则较困难。

第二节　X 射 线

一、X 射线的一般性质

X 射线又称伦琴射线，俗称 X 光。本质上是一种频率比紫外线更高的电磁波，其频率范围在 $3\times10^{16}\sim3\times10^{20}$Hz 之间，相应的波长在 0.125A～0.8A 之间。X 线的

光子能量比可见光的光子能量大几万倍到几十万倍，它的性质可归纳如下：

（一）X 射线有贯穿物质的本领。射线波长短，光子能量大，因此能穿透物体。其穿透本领的大小与 X 线的波长及物质的原子序数有关。原子序数低的元素所组成的物质，如空气、木材、纸张、水和肌肉等组织，对 X 线的吸收较弱，因此，X 射线对它们的穿透本领较强；而原子宇数较高的元素所组成的物质，如铁、钙、骨骼等，对 X 射线的吸收较强，因此 X 线对它的穿透本领较弱。人体各组织对 X 射线的穿透性可分为三种类型，如表 3－1 所示。

表 3－1　　人体各组织对 X 射线的穿透性

可透性组织	中等透过性组织	不透过性组织
气体	结缔组织	骨骼
脂肪组织	肌肉组织	钙
	血液	盐
	软骨	

此外，对于同一物质来说，不同波长的 X 射线被吸收的情况也不一样。其吸收系数与波长的三次方成正比，这说明 X 射线的波长愈短，被物质吸收愈少，它的穿透本领愈大，对生物体损害也愈小。

（二）电离作用　X 射线能使分子或原子电离。因此在 X 射线的照射下，气体能导电，产生电离电流，人们常常利用 X 射线产生的电离电流的大小间接测量 X 线的强弱。

（三）生物效应　X 射线对生物细胞，特别是对增生能力较强的细胞具有一定的伤害和抑制作用。其杀伤程度取决于 X 线的照射剂量和生物细胞本身对 X 线的敏感程度。

（四）X 线是一种肉眼看不见的射线，但是它能激发某些化合物（如硫化锌、钨酸钙等）产生荧光或使照相底片感光。荧光的强弱（或感光程度）和照射量成正比。利用这种性质我们可以用荧光屏来观察或用照相底片记录 X 射线图像。

二、X 射线的产生

早期使用的是离子式 X 线管，此装置发射的 X 射线硬度很低，剂量又不稳定。随着科学技术的发展，早已被高真空热阴极 X 射线管所代替，下面简要地介绍普通二极 X 线射线管。

（一）普通二极 X 射线管的组成

普通二极 X 射线管，其结构如图 3－1 所示。它由阴极、阳极和玻璃外壳三部分组成，现分述如下：

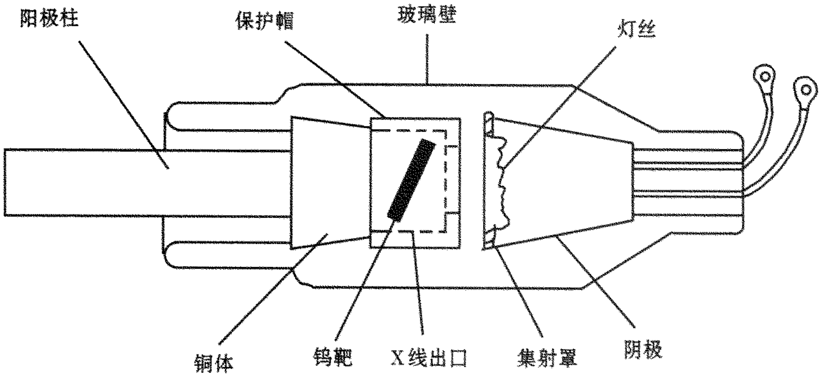


图 3－1　普通二级 X 线管的构造

（1）阴极部分

X 射线管的阴极是由灯丝和一个围绕灯丝的阴极架射罩构成的。

灯丝的作用是通电炽热后发射热电子。发射电子的多少取决于灯丝温度的高低，在一定范围内灯丝电压愈高，发射电子的数量愈多。其加热电压随 X 线管的构造形式不同而有差异，一般为 2～18 伏。灯丝电流为 2～10 安培左右。

当灯丝发射出大量电子，并在加速场作用下沿管的长轴方向飞向阳极的过程中，由于电子间的静电排斥力，造成电子行程分散，扩散地撞击到阳极靶面上，管电压愈低，电子运动速度愈慢，扩散就愈甚。为了改变这种状况，使电子群束状平行前进，一般 X 线管中都设置有电子集射罩，也称聚射罩。灯丝装于集射罩的长槽中并与灯丝一端相连，因此与阴极有相同的电位。这样就可利用同电位的电场作用，迫使阴极散射出来的电子聚集地射向阳极。阴极灯丝在聚射罩中的位置及深度对电子集射有很大影响。同时也直接影响到阳极靶面上的焦点面及其功率。

为了诊断上的需要，集射罩可开两个槽，分别固定两条螺管灯丝。一个较大的叫大焦点灯丝，另一个较小的叫小焦点灯丝，这种 X 线管叫双焦点 X 线管。这样可以在使用不同负荷时，选择不同的焦点，有利于延长 X 线管的使用寿命，提高透视和摄像的清晰度。

（2）阳极部分

①阳极的构成　X 线管阳极的作用，是使高速运动的电子撞击靶面以产生 X 射线。其主要部分是靶面（也称焦点）。当灯丝发射的电子，在 X 线管极间强电场的作用下，高速撞击到阳极靶面时，有 98.8% 的能量转换成为热能，只有 0.2% 的能量转换为 X 线能量，因此阳极的材料和结构必须具备耐高温、导热快和有利于产生 X 射线。一般 X 射线管的阳极靶面用钨制成，称作钨靶。因为钨的原子序数高，有利于产生 X 射线，且熔点高，耐高温，但导热性差。因此在制造工艺上是将钨靶铸在铜体上构成 X 线管的阳极。另外，灯丝发射的电子击阳极靶时，会产生二次电

子，为了防止二次电子的有害作用，目前普遍采用的方法是在其阳极端上又加了一个金属罩，称反跳罩。这样，阳极的钨靶面、铜柱体、反跳罩组成一体，采用与玻璃膨胀系数相近的合金制成阳极柱，再与玻璃壳焊接后通至管外。

一般诊断用 X 线管的阳极多采用钨靶，但按管功能的不同也有采用钼靶和钨铼合金靶。钨靶发射的软 X 射线不适于作软组织摄片。因为其谱线经软组织时产生漫散射，单色性差影响图像的清晰度。而钼靶产生的 X 射线用于软组织摄片效果较好。钼靶产生的软 X 射线加滤线片后，其单色性得到提高，可以拍出清晰度较高的片子。

国内新研制的钨铼合金作为 X 线管的阳极靶，经临床使用证明对较大、较厚的软组织摄片，其分辨力和清晰度都较高。在对同样腺体摄片时，钨铼合金靶 X 线管的投射剂量比钼靶 X 线管降低三分之二左右。

钨铼合金靶 X 线管除了具有钨靶 X 线管射线穿透力高的优点外，还具有钼靶 X 射线管单色性好的特点。这就使钨铼合金靶在低管压时适用于不同厚度的软组织摄片，在高管压时具有钨靶 X 线管的同样效果。这样就使一种 X 线管具备几种 X 线管的用途，即具有一管多用的功能。因此具有较高的临床使用价值。

②实际焦点面和有效焦点面　电子流在阳极靶面上撞击的面积，即产生 X 射线的面积称实际焦点面。X 线管的阳极有不同的倾斜角度，因而实际焦点面在 X 线照射方向的投影称为有效焦点面。如图 3－2 所示。

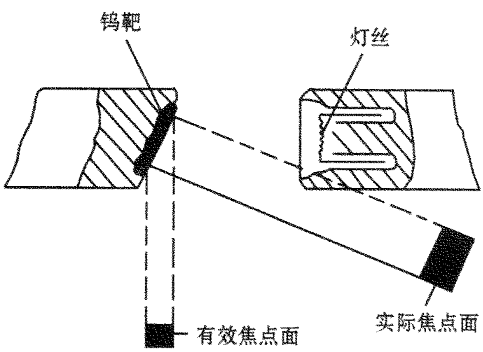


图 3－2　实际焦点面和有效焦点面

X 线管实际焦点面的大小受灯丝大小和灯丝在集射罩内的深度以及阳极面倾斜角等因素的影响。单从 X 线诊断型管的功率上来说，希望实际焦点面愈大愈好。因为 X 线管的热容量与实际焦点面的面积成正比。但实际焦点面又不能太大，它受有效焦点面的限制。依照光学原理，实际焦点面愈大，则投影时所产生的半阴影也就愈大，影像的边缘也就愈模糊。如图 3－3 所示。

所以从 X 线诊断工作上，要求有效焦点面愈小愈好，但实际上有效焦点面小时，实际焦点面也要相应地减小，使 X 线管的功率受到限制。

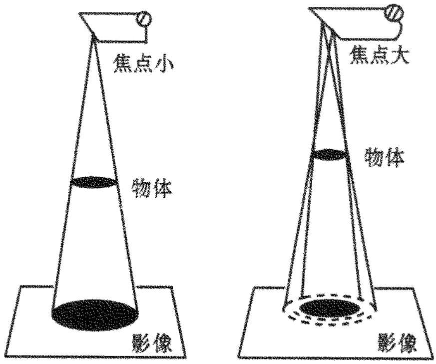


图 3－3　实际焦点大小与影像清晰度的关系

应当注意，当高速的阴极电子撞击阳极靶时，除将其动能的 0.2% 转换为 K 线能外，其余全部转换为热能，致使阴极靶面温度很高。如果靶面热量不能及时传散出去，就会使靶面温度愈积愈高，超过一定限度时，钨靶就会显著蒸发或熔化，严重时还会使靶面脱落龟裂，使整个 X 线管受到破坏。就是说，焦点面上的温度就使 X 线管的容量受到很大的限制。这就是 X 线管不能长时间连续工作的主要原因。工作一定时间后就要停止，待冷却后再行使用。

为了防止 X 线管过热，延长使用寿命，常规 X 线机中，必须对 X 线管进行冷却。冷却的一般方法有：

油浸冷却　适于在大功率短时间条件下使用。这种管子一般在阳极柱上装有金属散热片，以提高热辐射和热传导能力。

油循环冷却　此方法热容量高，散热速度快，适于较长时间连续工作的 X 线管。

上面介绍的是静止阳极 X 线管，因为阳极实际焦点面的温度限制了其功率，如果增大焦点面又影响影像的清晰度，两者不能兼顾。在 X 线透视的装置中，可采用旋转阳极 X 线管，它既扩大了实际焦点面，又不增加有效焦点面。

（3）玻璃外壳

X 线管的阴极和阳极同封于一个高真空的玻璃管内。管内真空度保持在 10^{-8} mmHg 以下，以保证灯丝正常加热和电子飞向阳极的速度。

图 3－4 是产生 X 射线的电原理图。

（二）X 线产生的机理。

灯丝所用电压由变压器 T_2 供给，可以通过可变电阻 R 来调节。工作时阳极和灯丝间加上几万伏到几十万伏的直流电压，这电压叫做管电压，由升压变压器 T_1 升压整流而得到，用千伏为单位。通过管的电流叫管电流，是热电子由阴极奔向阳极靶而形成，用毫安为单位。其发生机理有两种情况：

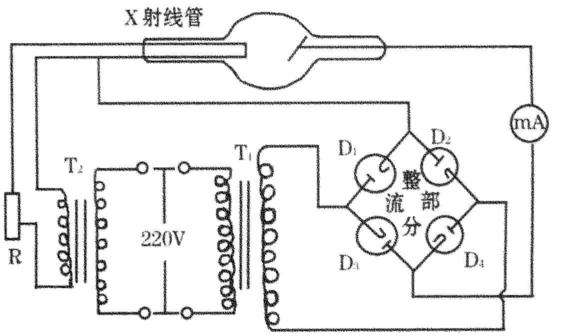


图 3－4　X 射线产生装置原理图

1. 连续放射（或杯阻止放射）

当高速运动的电子撞击在阳极靶面上时，急剧地减速，这时电子原有动能将有一小部分转化为光能向外辐射，这种辐射叫做轫致辐射，辐射出来的射线就是 X 射线。由于各个电子在阳极靶上受到阻止的情形不一样，所以辐射出来的 X 射线的频率也就各不相同。

X 射线管所发出的连续 X 射线的最短波长，可以根据量子理论计算出来。假设 X 线管两瑞的管电压为 V_α。电子电量为 e（$e = 4.80 \times 10^{-10}$ CGSE 电量）。那么当电子由阴极到达阳极时，电场对电子做的功 eV_α 变成了电子的动能。设电子到达阳极时的运动速度为 v，电子的质量为 m，则电子在加速场作用下获得的动能为 $1/2mv^2$。

如果电子在受到阳极原子的阻挡时，将全部动能转变为光子能量，光子就有最高的频率 f_{max}，则

$$hf_{max} = mv^2 = v_\alpha e$$

用 $\lambda \cdot f = c$ 代入上式可以得出 X 射线的最短波长与管电压之间的关系为

$$\lambda_{min} = \frac{hc}{e} \cdot \frac{1}{v_\alpha} \text{（埃）}$$

式中：h 为普朗克常数（6.62×10^{-27} 尔格/秒）

c 为光速（3×10^{10} cm/秒）

e 为电子电量

v_α 为管电压（千伏）

代入上式得

$$\lambda_{min} = \frac{12.42}{v_\alpha}$$

可见，X 射线的最短波长和管电压成反比。

如果电子在受阻时只有部分动能转变为光能，那么其频率就较（3－1）式求得的要低些，波长要长些。

（2）标识放射

众所周知，任何物质的原子都是由一个带正电的原子核和绕核旋转的电子所组成。原子核带的正电荷在数值上等于电子的总电量。而且根据能量最小原理，电子在原子中的排列一般是先填充最低能级的壳层，充满后顺序填充较高能级的壳层。从低能级到高能级壳层顺序为 K、L、M、N、O、P、Q 等。在正常状况下，原子处在能量最低的状态，原子最稳定，叫正常状态或基态。但是，如果电子受到外来的作用而获得能量时，低能级的轨道电子就要跃迁于较高能的轨道上去，这时原子的能量增加了，我们称原子的这种状态为受激状态或激发态。当原子中的价电子在 N、O、P、Q 等外部壳层各轨道跃迁时，原子能量变化较小，发出的光频率较低，一般在可见光区附近。而当内电子层 K、L、M 层电子受到外来的能量激发，使原子处于受激状态，当激发态原子过渡到较低能级或基态时，即电子由外层跃迁到内层的空位时，原子的能量变化很大，发出光的频率很高，即在 X 射线频率范围内。这种放射叫做标识放射，其谱线是线状 X 线光谱。因为内层电子受核的作用力大，受外层电子的影响很小，所以这种光谱与原子核电荷（原子序数）之间有着密切的关系。因此每一种原子的线状 X 射线谱的频率都不相同，可以作为它的特征，故这种谱线叫做标识 X 射线。

在 X 线管中，当高速电子撞击阳极靶面时，将其动能传递给阳极物质中原子的内层电子，使之获得足够的能量而跃迁到高能级的壳层，使原子处于不稳定的受激状态。当这些电子再跳回到内层填补空位时，就发出标识 X 射线。它的波长或频率与阳极靶所用的物质有关。

另外由于 K 层轨道电子受核电场作用强于 L、M 层，因此激发 K 层轨道上的电子所需能量就比 L 层、M 层大，但电子跳回到 K 层轨道时所释放的能量也大，正因为如此，K 层轨道产生的标识 X 射线波长最短。即使 K 层的标识 X 射线波长也不是单一的，因为电子由 M 层跳回 K 层和由 L 层跳回 K 层所释放的能量是不同的。因此 K 组标识射线可分为 K_α（L 层跳回）、K_β（M 层跳回）及 K_γ 等。每一层轨道都有它自己的标识射线。一个元素标识射线的波长可用 K、L、M 来分组。一般钨元素的 L 层和 M 层标识射线的波长很长。不能通过 X 线管的管壁，在医学上得不到应用。

由上所述，在 X 线管中，标识放射需要阴极电子有足够的运动速度，而电子运动速度又取决于管电压的高低，理论和实践证明，产生标识射线所需的管压几乎与阴极物质原子序数的平方成正比。也就是说，阳靶物质的原子序数愈大，所需的管压愈高，那么相应产生的标识 X 射线的波长也愈短。

图 3－5 是钨靶 X 线管所发射的 X 射线光谱。

由图可知，它包括两部分射线。一部分类似原子的明线谱，如图中的 K_α、K_β、L_β、L_γ，它们就是标识 X 射线，另一部分是连续 X 射线，是由韧致辐射产生的，它的强度也与阳靶所用的物质有关。

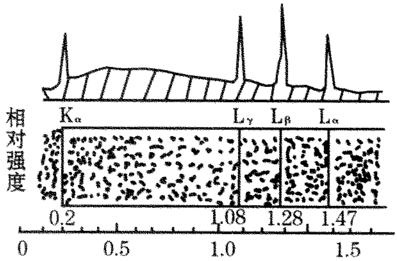


图 3－5　X 射线谱的示意图

三、X 射线的强度和硬度

X 射线的强度是指单位时间内通过与射线方向垂直的单位面积的辐射能量，它表示 X 射线的量，用 I 表示。

$$I = \sum N_i hf_i = N_1 hf_1 + N_2 hf_2 + \cdots\cdots + N_i hf_i$$

其意义是把一秒钟内通过一平方厘米垂直于射线方向的面积上具有 hf_1，能量的 N_1 个光子能量，具有 hf_2 的 N_2 个光子的能量的等等全部相加。强度的单位是尔格/厘米^2·秒。增加管电流可以增加 X 射线的量，即式中的 N 值增大。此外，增加管电压，可以使每个光子的能量增加，即 hf 的值增加，所以强度也增加了。通常是在一定的管电压下，用管电流的毫安数来表示 X 射线的量。

X 射线的硬度，表示 X 射线的质，它只决定于每个光子能量的大小，而与光子的数量无关。对于一定的物质，光子的能量愈大，X 射线就愈硬。加于 X 射线球管的电压愈高，产生的 X 射线波长就愈短。因此习惯上用管电压来间接表示 X 射线的硬度。

人们按 X 射线的硬度分为极软、软、硬和极硬四类，它们的管电压、波长和用途如表 3－2 所示。

表 3－2　　X 射线的分类和用途

名　称	管电压（kV）	最短波长（埃）	用　途
极软 X 射线	5～20	2.5～0.26	软组织摄影、表皮治疗
软 X 射线	20～100	0.62～0.12	透视和摄影
硬 X 射线	100～250	0.12～0.05	较深组织治疗
极硬 X 射线	250 以上	0.05 以下	深部组织治疗

第三节　X 线影像增强管

X 线影像增强管是以光电效应为基本原理的一种光电转换器件。在“XTV”系统中，当 X 线穿透人体后，即进入 X 线影像增强管，其作用有两个：

第一是变像。就是把不可见的 X 线图像转变为亮度微弱的可见光荧光像显示在荧光屏上。

第二是像增强。其亮度增益可达 $10^3 \sim 10^5$ 数量极，即由输入屏上的荧光像激发光电阴极放射电子，使光像转变为相应的光电子像，再在强电场作用下，这些光电子被加速轰击在输出屏上，显示出亮度增强后的光图像。这样不仅提高了图像亮度、清晰度和分辨率，也大大改善了 X 光透视、摄像的质量，便于观察；还能实现明室透视和隔室操作；减少人体所受 X 线的辐射剂量。在 X 线辐射剂量减弱到原来的 1/5 ~ 1/10 的情况下，增强管输出屏上呈现的亮度和对比度，仍满足一般摄像管的要求。由于亮度达到一定值，因此在输出屏后，可加分光系统，使拍摄 X 光片和电视观察同时进行。因此影像增强器对“XTV”和立体“XTV”的应用和发展起了很大的推动作用。

影像增强管按其结构可分为两类。

一、聚缩型影像增强管（简称 II 管）

（一）结构及工作原理

增强管由输入屏、电子光学系统、输出屏、吸气剂及真空量规等部分组成。如图 3－6 所示。

1. 输入屏

形状为球面的这部分玻壳及其内表面所涂复的材料（高效能影像阴极材料）统称输入屏，是由铝膜、玻壳、荧光粉层、光电阴极及阴极引线组成。它将完成 X 线图像的第一次光电之间的转换。输入屏中铝膜起反射镜作用，用以提高荧光粉层的发光亮度。荧光粉层完成把不可见的 X 线图像转换为具有一定亮度的可见光图像。因此要求选用对 X 射线吸收率高的荧光粉；另一方面还要考虑到其发光光谱特性与光电阴极材料（铅化铯）的光谱特性相匹配。当 X 射线穿过人体后，随着人体各部位对 X 线吸收不同，形成按 X 线强度不同分布的 X 线图像。它激发荧光粉层形成亮度不同的可见光图像，并且导致光电阴极发射出与可见光图像亮度相对应的光电子像。

2. 电子光学系统

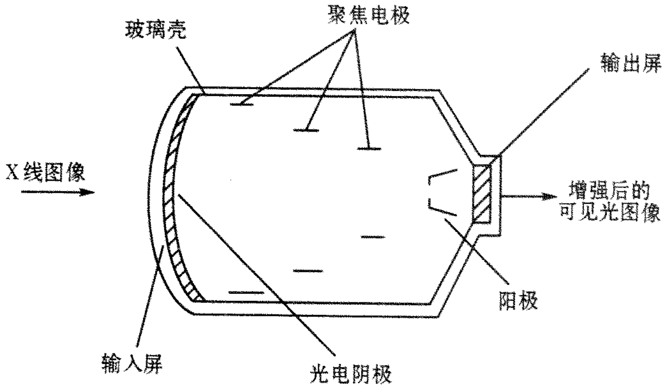


图 3－6　X 线影像增强管结构示意图

由光电阴极、聚焦极和阳极组成。一般是光电阴极加零伏，聚焦极加 200～600 伏可调电压；阳极加 25～30 千伏电压。聚焦极是通过蒸发在管子的圆筒内壁形成铝膜，而阳极则是用弹簧片支撑在输出屏圆筒上。

工作时光电阴极发射的电子在聚焦极加速电场作用下，向阳极方向飞速运动的同时，也作径向运动，使电子图像逐渐被聚缩，当到达阳极孔前又散开轰击输出屏。

3. 输出屏

由玻壳、荧光粉及铝膜三部分组成，工作时，由于在输出屏上光学图像尺寸聚缩，因而要求它具有高的分辨率。在制造工艺上要求屏的密度均匀，选用细颗粒的荧光粉；在电气特性方面要求空间噪声小，调制传递函数高。

输出屏玻壳要求是光学玻璃。荧光粉选用细颗粒的（ZnS）Ag 粉。铝膜不但作为一个反光镜提高荧光粉的发光效率，同时可以保护荧光粉免受正离子的轰击。输出屏将完成第二次光电转换，即把经过聚焦加速的电子图像转换为可见光图像，由于将一个大的输入影像聚缩为一个小的输出影像，就使输出屏的电子密度是输入屏处的 80～100 倍，因而增加了图像单位面积的光亮密度，这是 X 线影像增强管能够增强图像亮度的原因之一。同时还由于光电阴极所发射的电子，在向阳极运动时不断获得能量，高能电子轰击荧光粉，使荧光屏发出的亮度增强。这也是增强管能使影像亮度得以增强的原因之一。

4. 吸气剂和真空量规

在增强管内使用吸气剂来维持管内真空。真空量规是用来测量管内真空度的变化，以确定吸气剂开动工作用的时间。真空量规一般采用冷阴极电离规。

管内真空度是增强管重要的技术指标之一。因为管内装有各种电极、铝膜等金属材料，在长时间施加高压工作时，可能析出残余气体破坏真空度。若增强管在此情况下维持使用，则析出的气体分子在高能电子的撞击下发生电离，产生正、负离

子，分别轰击光电阴极的输出屏。光电阴极在正离子的轰击下产生二次电子，二次电子又可能飞向输出屏，在屏的中心部分形成光斑。这样不仅破坏了输出屏的图像质量，而且还可能导致光电面的永久性破坏。一般增强管内都加有钛或锆等吸气剂。现代增强管设有热离子吸气器和冷却钛泵两种辅助抽气装置。但前者需要给特定灯丝以加热电流（一般为 25A 连续两小时），后者需要两千伏左右的吸气电压。这种抽空作业必须在增强管停止工作时才能进行。

（二）聚缩型影像增强管的改进

近年来 X 线影像增强管已经作了许多改进，归纳起来有以下几个方面。

1. 由于光电阴极一直沿用球面形，会给输出屏图像带来一定的畸变，影响观察的准确性。现研制出双曲面形的输入屏玻壳。

2. 输入屏、输出屏玻壳均采用光学玻璃，提高了光的传输效率，并使调制特性大大改善。

3. 用多碱光电阴极来代替锑、铯光电阴极，使光敏面上的灵敏度及转换系数进一步提高。

4. 用多聚焦电极来改善聚焦特性，并且制出了可变视野的新的影像增强管。

5. 碘化铯（CsI）是一种新的 X 线显示的荧光材料，它对 X 线的吸收率（65%）比以前采用的硫化锌镉的吸收率（30%）大一倍，发光光谱特性也与目前使用的光阴极光谱特性相匹配，特别是它不怕铯毒害，所以新一代增强管的输入或输出屏都采用碘化铯屏，使图像转换系数提高了三倍，并减小了整个图像的畸变。这样，不仅提高了空间分辨率，而且提高了 X 射线的利用率。

6. 在阳极附近再加第二阳极，制成所谓变倍管，如一支 9 时 X 线影像增强管既可作为大视场的 9 时管使用，亦可作为小视场的 5 时管使用，使用时只需调节第二阳极电压即可。

尽管作了如上许多改进，但聚缩型增强管在使用上仍有很多不完善。最主要的是它的图像清晰度和细节分辨率低，仍不能拍照出有诊断价值的照片。

另外由于机械限制使聚缩型增强管有一个筒状几何形，它只能取得圆形的输入影像变成圆形的输出影像。同时，管子的长与直径之比要保持在 1～1.5 倍，聚焦电子才能落在输出屏上，这些要求使得管子本身的结构很难缩小。

二、新型 X 射线影像增强管－PET 管

20 世纪 70 年代后期，出现了一种近接配制的新型 X 线影像增强管，取名板状电子管，简称 PET 管。其结构如图 3－7 所示。

PET 管由输入屏、光电阴极、输出和金属管壁组成。其输入屏和输出屏大小相同，而且相互平行，其间距离为 8～20cm，整个管厚为 12.5cm。具有结构简单、体积小的特点。

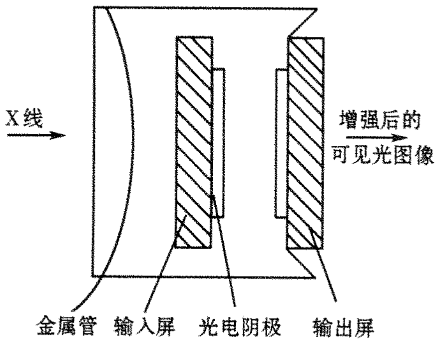


图 3－7　PET 结构示意图

PET 的工作原理：当 X 射线照射到输入屏上时，使其 CsI（Na）荧光粉发射光子，并激发光电阴极发射电子形成电子像，在很强的均匀电场作用下，电子高速飞向输出屏，轰击磷化物荧光粉，形成光像。与聚缩型管相比，虽然图像没有聚缩，即输出屏上的电子密度没有改变，但由于输入屏和输出屏之间加有几千伏高压，形成很强的均匀电场，阴极电子在运动中获得很大能量去轰击输出屏，因此图像亮度得以增强。

由于取消了电子聚焦系统，因此不受电压变化和外界磁场的影响，所以图像畸变小，没有离子斑点，因而延长了使用寿命。

第四节　XTV 系统

X 线医用电视是指装有影像增强器系统的 X 线机与一般工业闭路电视系统配合使用的一种电视设备。所谓闭路电视是以电缆的形式进行点对点间的电视信号传输，在特定的有限范围内，形成电视信号传输系统。

一、XTV 的结构形式

当 XTV 系统工作时，首先，X 射线穿过被检查的人体，在增强管的输入屏上形成荧光像。并激发光电阴极使之放射电子，再经加速、聚焦成像于输出屏上，这时亮度增强了数千倍以上。这个像经主物镜转变为平行光，投射给摄像机。

摄像机接受了增强器传递来的平行光，经电视物镜再在摄像管靶面上成像。其工作供医师观察或耦合到电视机摄影和摄影机拍片。目前采用的 X 线电视可分为以下几种结构形式。

（一）X 线影像增强管十光学透镜十摄像管

这是最为常见的一种结构形式。如图 3－8 所示，这种结构的特点是用同一种影像增强器，既可把 X 线图像转换为可见光图像，同时又把这种微光图像的亮度增强到满足普通摄像管的需要。其优点是结构简单，实用可靠。

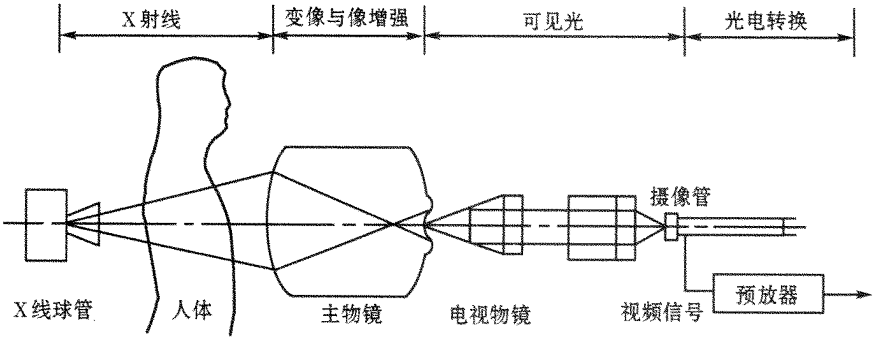


图 3－8　XTV 的典型结构形式

（二）荧光屏＋同心镜光学系统＋可见光增强管＋光学透镜＋一般摄像管

这种结构形式当 X 线通过人体后，首先在荧光屏上形成一幅荧光图像。因为同心镜光学系统的光透过率较好，所以它能较好地把荧光屏上的微光图像传递给增强管的输入屏。此外，同心镜系统的球心附近增设一块像差校正板，使在较大的视野和较大孔径条件下，边缘视场像差较普通光学透镜有明显的改善。

这种系统使用的可见光增强管的输入屏只有光电阴极，其他各部分与 X 线增强管相同。

由于使用上述同心镜系统，把荧光像向增强管输入屏耦合，这就可使增强管的输入屏尺寸减小，而视野增大，图像质量提高。但装置尺寸与重量较大，造价较高。图 3－9 是这种形式的结构图。

（三）荧光屏＋光学透镜＋新型摄像管

这种结构形式的主要特征是取消了影像增强管，使整个装置趋于简化。由于减少了一个传递环节，使调制传递函数比前两种都优越。但对整个装置的各环节元器件要求严格。必须配备高亮度荧光屏和大孔径的光学透镜，以及高灵敏度的新型摄像管。

（四）荧光屏＋同心镜光学系统＋新型摄像管

实际上这种结构形式是前面一种的补充。由于采用了同心镜组代替了一般的光学透镜，就使光透过率和像差都得到改善，因而摄像质量和亮度大为提高。但装置的尺寸和重量增加，结构复杂，造价较高。下面是这几种结构形式的比较表。

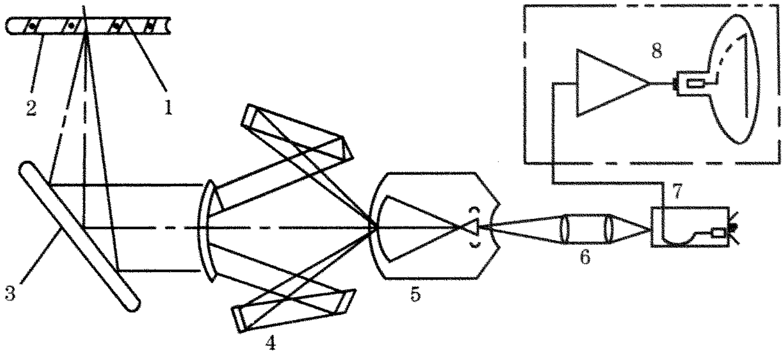


图 3－9　XTV 系统结构形式之一

1. 荧光屏　2. 铅玻璃 3.45t 全反射镜　4. 同心镜光学系统

5. 可见光增强管　6. 透镜组 7. 摄像管　8. 电视系统

表 3－3　XTV 系统四种结构形式比较表

结构形式	清晰度	对比度	信噪比	视野	残像	γ	枕形失真
第一种	H:12LP/cm V:9L/cm	80%～90%	约 30dB	23～28cm	14%	0.65	10%～20%
第二种	H:13LP/cm V:8LP/cm	90%	约 40dB	34cm 或更大	12%	0.95	10%～20%
第三种	H:10LP/cm V:7LP/cm	100%	约 26dB	34cm 或更大	＜7%	0.85	＜5%
第四种	H:12LP/cm V:9LP/cm	100%	26dB	34cm 或更大	＜7%	0.85	＜5%

二、XTV 的主要技术指标

XTV 的性能由 X 线机性能，电视图像性能和机械性能三方面来衡量。

（一）X 线机性能

X 线发生器最大额定电压和最大额定电流，X 线管焦点尺寸，X 线泄漏辐射率。

（二）电视图像性能

1. 灵敏度　指电视信号在一定的信噪比下，如焦噪比为 40dB，全电视信号输出为 $1V_{P-P}$值时的最小 X 线量率。

2. 电视图像清晰度　清晰度是能分辨空间细节的能力，用 Lp/cm 来表示，清晰

度又分为水平清晰度和垂直清晰度两种，有时也用45度倾斜清晰度来表示。

3. 对比度　是显示屏上最大亮度和最小亮度之比。

4. 图像的几何畸变和非线性　几何畸变又分为桶形畸变、枕形畸变、梯形畸变和平行四边形畸变等数种。由于X线电视中存在增强利害环节，增强管内部有电子光学系统，因此X线机的几何畸变较大。图像的非线性主要是由扫描的非线性造成，用八条棋盘方格测试板测定。非线性定义为最长方格边长与最短方块边长之差与它们平均值之比的百分数，一般要求非线性畸形变小于10%～15%。

5. 图像大小的失真率　用显示图像和真实图像线比率来表示，图像大小失真率对X线电视是有意义的，因为有利于利用X线透视图像了解解剖关系。

6. 电视制式　包括幅面和扫描制式。

7. 使用条件　包括电源条件，使用环境，工作时间、并要求工作可靠，使用简单、维修方便。

（三）机械性能

电视X线机为了适应一定方向的X线照射，因此要求活动灵巧。尽量做到体积小重量轻。

三、XTN闭路电视系统的工作原理

任何闭路电视系统都由下列4个主要部分组成。

摄像部分　将可见光影像与数据信息转变为电视信号。这一部分叫闭路电视摄像机。

传输部分　将电视信号与控制信号传输于监视端的这部分设备叫做闭路电视的传输通道。由摄像机电缆、控制器电缆、监视器电缆及电源线等组成。

控制部分　它控制着整个电视系统的工作并对信号进行加工处理切换。在隔行扫描的电视系统中包括同步机，这一部分叫做闭路电视系统的控制器。

显示部分　将电视信号还原为光图像与数据信息。它实际上是一个专用的电视接收机，一般称为闭路电视监视器。

除以上4部分外，绝大多数闭路电视系统还包括有遥控装置，以便对系统进行必要的控制。下面以4G4X线电视设备为例，给出其全套设备的原理方框图，如图3－10所示。现将各部分组成及作用原理简述如下。

（一）摄像机

1. 摄像机的分类

摄像机的功能是把被检测目标的光学图像转换为电视信号。摄像机是整个闭路电视系统的信号源，它的质量指标在很大程度上决定着图像质量。闭路电视与广播电视的主要差别，在摄像机上表现的最为明显。在目前情况下，监视器在闭路电视

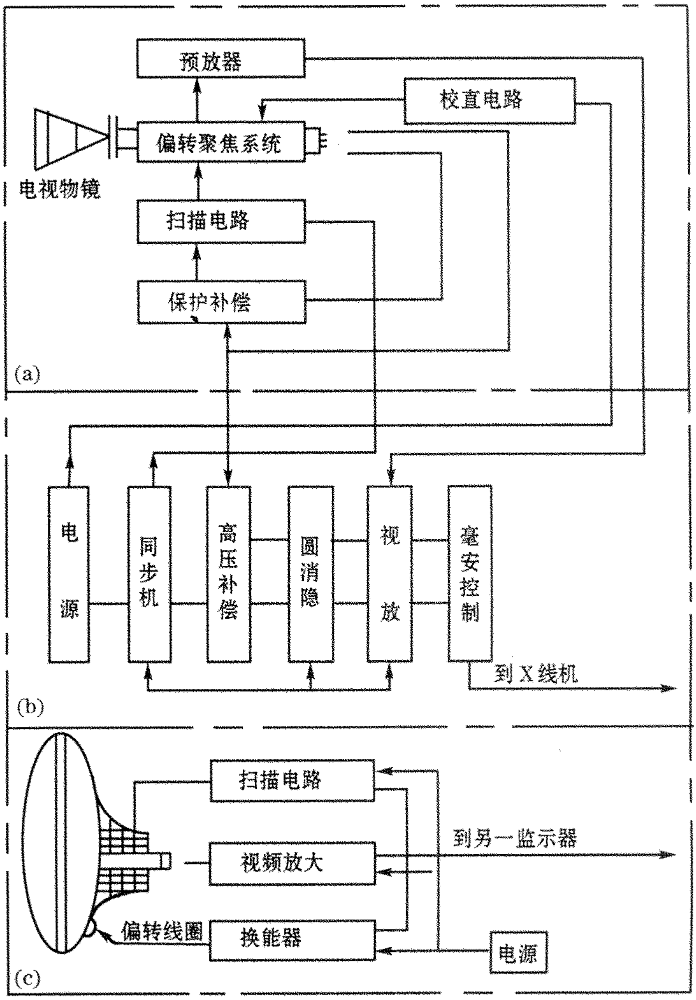


图 3－10　电视 X 线机电视系统原理方框图

（a）摄像机（b）控制器（c）监示器

与广播电视中可以通用，但摄像机无论在结构设计，或是使用器件上都不相同。

黑白闭路电视摄像机根据工作原理可分为两大类型。

（1）随机隔行扫描制式闭路电视摄像机

这种摄像机可以独立完成产生全电视信号的任务。它可以把检测目标的光学图像转换为一个随机隔行扫描制式的全电视信号。把这一电视信号用特定的方式，传输到监视器，便可以重现出目标的电视图像。因此这种摄像机本身是一个独立的闭路电视设备。这种摄像机是目前应用最广泛的一种闭路电视摄像机。图 3－11 是典型的摄像机的组成方框图。

（2）隔行扫描制式闭路电视摄像机

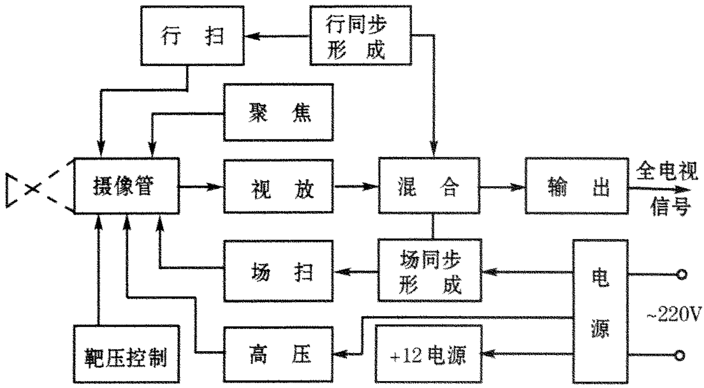


图 3－11　随机隔行扫描制式摄像机方框图

这类摄像机不能独立工作，它必须接受同步机来的各种脉冲信号才能进行摄像，然后输出一个视频信号。该信号经信号处理后再混入复合同步，复合消隐信号后形成全电视信号输送给监视器。

图 3－12 画出典型的摄像机的组成方框图。

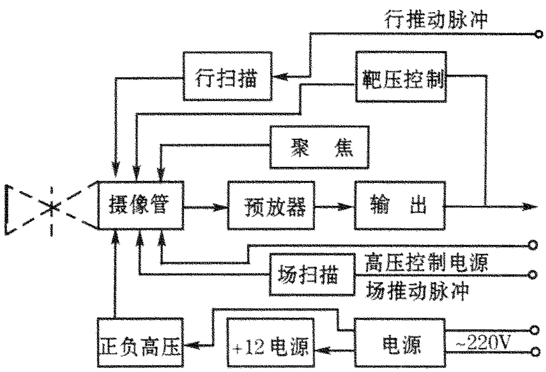


图 3－12　隔行扫描制式摄像机方框图

无论哪种类型的摄像机都由光学镜头，摄像管及其附属电路、预放电路、扫描电路和保护

补偿等电路组成。通过电缆与控制器相连，由控制器控制供给摄像机各部分的电源。

2. 光学镜头

X 线电视摄像机完成摄像的第一步，是通过光学镜后，以便把 X 线穿透人体后投影影像增强，与输出屏相耦合在输出屏上形成的可见光图像传递到摄像管的靶面上。

对光学镜头的要求是：成像清晰，透光率强，像面照度均匀，图像畸变小，光

圈可调等。

3. 电视摄像管

镜头将物体的光像呈现在摄像管的靶面上，摄像管的功能就是将这一光信息转换为视频信号。然后通过靶环送到预放器进行放大。摄像管是摄像机的核心器件。其性能的好坏直接决定电视图像的质量。

常见的摄像管基本上可分为两大类。其中一类是利用光电导效应或称“内光电效应”的光导视像管系列。自从氧化铅管及硅靶视像管问世以来，结构复杂的超正析像管已相形见绌，有逐渐被取代的趋势。视像管是 X 线电视系统最为广泛使用的摄像管，它尺寸小、结构简单、性能稳定、调整方便。视像管常用靶材料来命名，材料不同，管子的工作特性和应用范围也不同。通用黑白闭路电视摄像机中大都采用硫化锑管。氧化铅视像管对红光的灵敏度较差，但也是 X 线电视系统中广泛采用的一种摄像管。此外还有硅靶视像管、硒化镉视像管等等。

视像管主要性能有：

(1) 光电特性

视像管的光电特性即信号电流与靶面照度的关系主要取决于光电导层的特性和管子工作状态。

视像管输出电流在靶压固定时与照度的关系符合内光电效应的规律，即

$$i_s = KE_{rr}$$

式中：i_s 是输出的信号电流；

K 是一常数，它取决于工作状态及靶的特性；

E_r 为靶压，r 为摄角管的常数，在同一照度下，对于硫化锑摄像管 r = 0.6 ~ 0.7。

从上式可知增加靶压可使输出信号电流增大。但靶压过高时，会造成暗电流增大等不良后果，因此一般将它选在 10 ~ 15 伏之间。

(2) 灵敏度

灵敏度表示光电导靶由光转换成电的灵敏程度，用输出信号电流 I_s 与入射到靶面上的光通量 F 之比来表示，或用信号电流 I_s 与靶面照度 E 之比来表示，即

$$S = I_s/F \quad \text{（微安/流明）}$$

$$S = I_s/E \quad \text{（微安/勒克斯）}$$

对于硫化锑管 S = 100 ~ 200 微安/流明。

(3) 分辨力

视像管的分辨力较高，其中心部分一般为 550 电视线，边缘部分为 400 电视线。在 400 线时的调制深度为 30%。影响分辨力的主要因素是电子束的聚焦状态及它的大小。因此除在摄像管中加有聚焦电极外，在摄像管外还加有产生聚焦磁场的聚焦线圈。为了保证电视图像的清晰度，电子束电流一般不应大于 0.5 微安。当电子束

电流过大时，将使电子束截面积变大，从而引起孔阑失真。

（4）光谱特性

表明信号电流与光波波长关系的特性，主要决定于光电导材料的特性和靶的厚度。

视像管的光谱特性基本上与人眼的视度曲线相似。所以在可见光范围内视像管具有良好的光谱响应。

（5）惰性

视像管惰性由两个原因引起。一是电导性惰性，是由于靶材料本身电导率的变化在受光照及光照停止时不会立即发生相应的变化所引起的惰性。二是电容惰性（或称拾取惰性），是由于靶上像素单元的等效电容比较大，使得在拾取信号期间电容上电压不能立即上升到靶压电位所表现出来的惰性。对于硫化锑视像管，后一种惰性是主要的。

视像管惰性较大是它的一个突出缺点。因此不宜用它来摄取近距离的快速运动的物体。

视像管的惰性与照度、靶压、电子束都有密切的关系。当照度愈高，靶压愈低，电子束电流愈大时惰性愈小。

（6）暗电流

一般是指在无光照时所产生的输出电流。它是由于热激发作用使靶上像素单元的等效电阻 R_0 在无光照时不为无穷大所产生的。暗电流会影响强信号时的黑电平，当它变化时图像信号的黑电平因不稳定而使图像对比度发生变化。

实用中，降低靶压与靶面工作温度都能有效地减少暗电流。

（7）信噪比

视像管具有很高的信噪比，一般均大于 45dB。这是视像管的一个重要特征。因此，可不考虑它的噪声对整个系统信噪比的影响。

4. 扫描电路与偏转系统

扫描电路的功能是在同步机输入行、场同步讯号时形成锯齿波电流。行锯齿波电流的周期为 64 微秒，场锯齿波电流的周期为 20 毫秒。行、场锯齿波电流分别流过行场偏转线圈时，产生垂直和水平方向的偏转磁场，使电子束发生水平和垂直方向的偏转，以完成对摄像管靶面的扫描运动。锯齿波电流的线型与幅度可调节。扫描电路的组成如图 3－13 所示。

扫描电路中还装在上、下、左、右换向继电器，用以切换控制器中的开关，以改变进入偏转线圈电流的方向，使图像上、下、左、右自由翻转，以获得最佳观察效果。

5. 摄像机视频通道

（1）视频通道的主要指标

①增益　视像管的输出信号电流为 $0 \sim 10.3\mu A$，经视频通道放大后，应在 75Ω

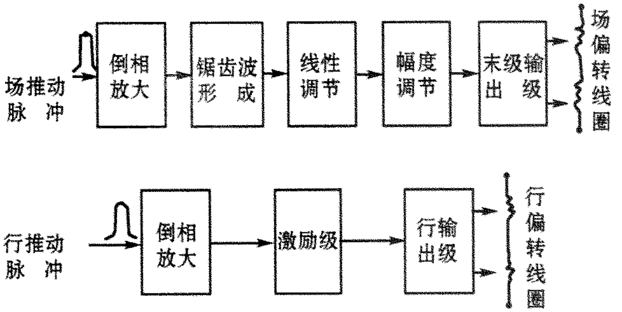


图 3－13　扫描电路的组成方框图

负载上输出 $0.7V_{p-p}$ 左右的视频信号。因此视频通道的电流增益最小应为

$$A_i=\frac{i_0}{i_s}=\frac{9.3mA}{0.3\times10^{-8}mA}=3100\text{ 倍}$$

一般 Ai 设计为 90dB 左右，并要求输出信号为正极性。

②带宽　在采用场频为 50Hz，行频为 15625Hz 扫描制式的情况下，其带宽要求为 25～5MHz，并要求有尽量小的相位失真。

③噪声　视像管输出信号的噪声很小，可以忽略不计。因此，输出视频信号的噪声，主要由视频放大电路本身的噪声决定。

噪声电压的图像上表现为颗粒的闪动斑点，严重时会使图像质量大幅度下降。一般要求视频通道输出信号中的噪声电压约为信号电压的百分之一，即要求信噪比 $S/N\geqslant40dB$。

④动态范围　由于目标照度的变化，输出信号的变化范围比较大。因此，要求视频通道具有相应的动态范围。

（2）视频通道的组成

摄像机的视频通道是指由摄像管输出负载起，到摄像机视频信号输出点为止的所有电路的总称。它的功能是对摄像机输出的微弱信号进行放大、控制与处理后，输出一个正极性的视频图像信号至控制器的主放器。

视频通道为了满足其增益、带宽、信噪比、动态范围等各项主要技术指标，必须具有多级放大器和各种信号处理电路，其组成如图 3－14 所示。

视频通道的第一级一般称为前置放大器，它的性能好坏对视频通道的质量指标具有决定性的影响。只要第一级具有很小的噪声及很大的功率增益，就能保证整个视频通道获得较高的信噪比。现在前置放大器均采用低噪声结型场效应管构成。同时，为了保证视频通道的带宽，必须由几级校正电路对通道的频率特性进行补偿。为了减小低频失真，主要采用大容量的耦合电容器。而对高频端的补偿则要采用专门的高频补偿电路来完成。

采用随机隔行扫描制式的电视摄像机完整的具备以上各种电路，所以它可以输

出一个全电视信号，并通过电缆直接送到监视器显示图像。

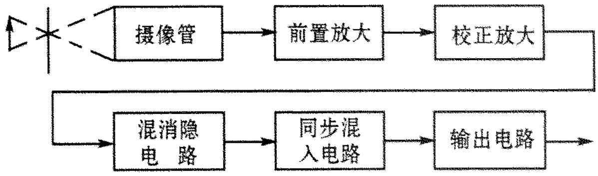


图 3－14　视频通道方框图

采用隔行扫描制式的闭路电视摄像机，一般不包括同步混入电路，它只输出一个视频信号给视频处理电路。对于不包括同步混入电路的摄像机视频通道，习惯上叫做摄像机的预放器。

6. 保护补偿电路

保护电路的作用是保护摄像管。当行、场扫描电路均正常工作时，输出两个取样电压至保护电路，使摄像机正常工作。而当行、场扫描电路任一个发生故障而失效时，立即在摄像管阴极上加上直流高压，使电子束截止，从而保护摄像管靶面不被电子束的过大轰击而损坏。

补偿电路的作用是将控制器送来的复合补偿信号放大后，分别送到摄像管阴极、栅极和加速极，以补偿摄像管靶面的不均匀性，增强管的不均匀性以及光线通过光学镜头的不均匀性。补偿信号的幅度和极性均可自由调节，以达到最佳的图像质量。保护补偿电路和组成如图 3－15 所示。

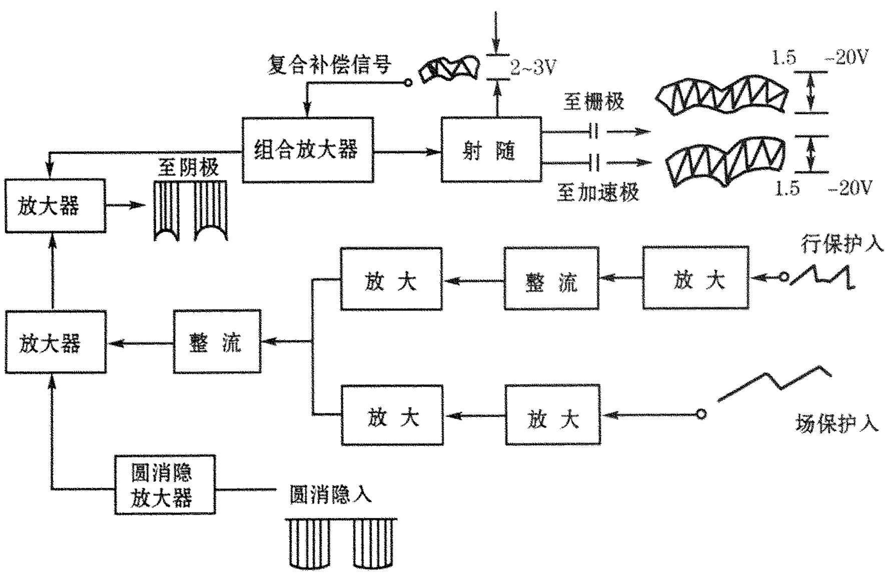


图 3－15　摄像机保护补偿电路方框图

（二）控制器

控制器系统是整套设备的中心。它由电源、同步机、高压补偿、圆消隐电路、视频放大电路、毫安控制电路等部分组成。除监视器外，全套设备均由控制器操纵，当与 X 光主机联结后，能对主机 X 射线的毫安数进行自动调节。

1. 扫描制式

电话传送声音和闭路电视传送图像有某些相似。声音传递的主要特点是：声音音量大小与音调不同都只随时间变化，即是时间的单值函数，因此，只用一个通道便能容易地实现这种信号的传输。

但对于图像来说，一幅活动的画面上，既有不同位置上像素的明暗不同，又有各个位置上像素随时间发生的变化。所以一幅活动画面的信号，它同时是时间和空间的函数。不采用特别的方法，就不能实现单通道传输。

为了使图像和声音一样实现单通道传输，必须通过一种方法，一般称为同步扫描。

同步扫描的基础是首先把图像分解为许多像素，然后在摄像管靶面和显像管屏幕上，对一系列像素按一定的并且严格相同的扫描规则进行逐个摄取与显像，在扫描速度足够高的情况下，由于人眼的视觉暂留特性，便得到稳定完整的图像。

在闭路电视中一般和广播电视一样是采用线性扫描方法。在摄像和显像时，摄取与重现像素的规律是首先由左到右对水平方向一行的像素以等速逐个进行摄取与显像，即完成一行的扫描。然后从上到下对一行行像素进行等速摄取与显像，即完成一场（帧）的扫描。

摄像与显像，都是电子枪产生的电子束来完成的。在用电子束实现同步扫描时，一方面是从左到右，自上而下的有用扫描，即行场正程扫描。而执行这些分解与复合任务的各个扫描设备，必须在步调上保持一致。为此给各个扫描设备送入专门的同步信号，使收、发端每一次正程扫描都以对应时刻同步开始和结束。这种方法实质上是利用在一定时间同步一次的方法来遏止失步的恶性积累，从而将误差控制在一定的范围内。另一方面还存在由左到右准备开始下一行扫描的准备过程，称为逆程。在逆程期间不传送图像，所以在逆程期间要加入一个行消隐脉冲，以便关掉电子束。同样在场逆程期间也应加入场消隐脉冲。加入消隐脉冲后，将显像管屏幕上的逆程回扫线消失。而出现一行行近似平行的正程扫描线，这种水平线组成的画面一般叫做光栅。

水平扫描的频率（行频）和垂直扫描的频率（场频）之间的关系决定了闭路电视的制式，在闭路电视中常用的有逐行扫描和隔行扫描两种制式，对隔行扫描制式又可分为：

（1）2:1 隔行扫描制式

这是我国广播电视采用的标准制式，每帧图像由二场组成，每场为 312.5 行，

其场频和行频严格保持 $N = f_H/f_H/f_v = N + 1/2$ 的关系。

式中：N 为正数。其主要参数：

帧频　$f_k = 25Hz$，每帧行数 $Z = 625$ 行

场频　$f_v = 50Hz$，场周期为 $T_v = 20ms$

行频　$f_H = 15625Hz$，行周期 $T_H = 64\mu s$

场逆程　$T_{vr} = 25T_H$（$1.6\mu s$）

行逆程 $T_{Hr} = 11.8\mu s$

隔行扫描光栅由奇数场（1、3、5 等奇数行构成）光栅与偶数场（2、4、6 等偶数行构成）光栅构成。

（2）N:1 隔行扫描制式

为了取得更清晰的图像，闭路电视系统可以增加扫描线数。目前最通用的方法是在帧频不变的情况下，增加每帧的场数，由 N 场扫描光栅组成一帧的完整光栅。如当采用 3:1 隔行扫描时，每帧扫描行数可以增加到 961 行。我国的 X 线装置通常采用的是 2:1 隔行扫描制式。

2. 全电视信号

只有对一幅图像进行分解和同步扫描之后，才可能对这幅图像进行传递与重现。为此，一个完整的电视信号（即全电视信号）不但应有反应亮度的视频信号，还应有保证摄像管和显像管内电子束进行同步扫描的复合同步信号，以及在扫描逆程时关闭电子束的复合消隐信号。

根据国际上通用的符号，亮度信号用 B 表示；复合消隐信号用 A 表示；复合同步信号用 S 表示；黑白全电视信号用 BAS 表示。

（1）亮度视频信号（B 信号）

它是黑白图像信号，反映了一行中对应像素的明暗程度。视频信号具有正、负极性之分。对正极性信号，像素愈亮时信号幅度愈大，如图 3－16（a）所示。而负极性信号则相反，像素愈亮，信号幅度愈小，如图 3－16（b）所示。

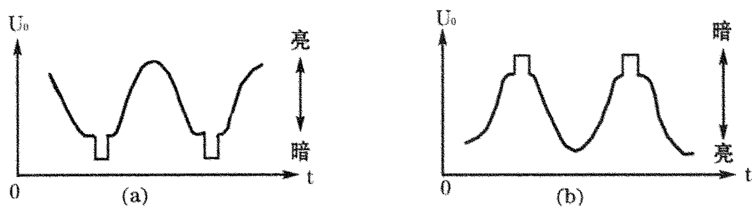


图 3－16
（a）正极性视频信号　（b）负极性视频信号

广播电视一般输出与传递负极性视频信号；而闭路电视则一般输出与传递正极性视频信号。

视频信号在任何制式中，都是在两个消隐脉冲之间传递的。而消隐期间可用来传递同步信号，因为同步信号是叠加在消隐电平之上的。

（2）复合消隐信号（A 信号）

行消隐信号和场消隐信号，二者相加形成复合消隐信号 A。

行消隐脉冲的频率为行频，脉宽约为 12μs，其前沿建立时间为 0.25μs 左右。场消隐脉冲的频率为场频，脉宽为 $25T_H \pm 12\mu s$。

（3）复合同步信号（S 信号）

它包括行同步信号和场同步信号。行同步用来控制行扫描的一致性。其重复频率与行频一致，周期为 64μs，脉冲宽度为 4.7μs；场同步信号控制场扫描的一致性，其重复频率等于场频，脉宽为 $2.5T_H \sim 3T_H$（160μs ~ 192μs）。

但在场同步期间，行同步被中数，这样会造成下一场图像上部开始几行的不同步现象。为了保证在场同步脉冲期间行扫描的稳定性，可在场同步脉冲期间开 5 ~ 6 个槽脉冲，其重复频率为 2 倍行频，其脉宽等于 4.7μs。槽的后沿恰与行同步脉冲的前沿时间相重合。这样在通过微分电路后，分离出的行同步尖脉冲就不会中断，从而保证了在场同步期间行扫描的稳定性。

此外，为了保证场同步分离积分电路在奇数场和偶数场时的分离波形一致，还必须在场同步脉冲的前后 $2.5T_H \sim 3T_H$ 内，各加入 5 ~ 6 个脉冲，其重复频率为 2 倍行频，脉宽为 4.7μs，分别称为前、后均衡脉冲。图 3 – 17 示隔行扫描闭路电视复合同步信号波形图。

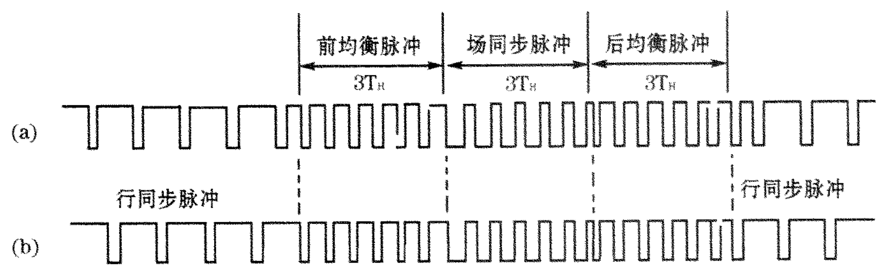


图 3 – 17　闭路电视复合同步信号波形图

（a）为奇数场复合同步信号　（b）为偶数场复合同步信号

这样同步信号迭加在消隐脉冲之上，亮度视频信号插在两个相邻的消隐脉冲之间，构成了黑白全电视信号。

上述所有附加信号均由同步机产生。

3. 闭路电视同步机

闭路电视同步机是产生标准的正极性复合同步信号、复合消隐信号及行、场推动脉冲信号的中心装置。它在闭路电视系统中完成以下功能：

（1）同步机产生的行推动脉冲用来激励摄像机的行扫描，场推动用来激励摄像

机的场扫描。以保证摄像机准确实现隔行扫描。从而保证了电视图像的清晰度，并保证各个摄像机产生电视信号的一致性，保证在对各个摄像机产生的信号进行切换时，监视器的图像不被破坏。

(2) 同步机产生的复合消隐、复合同步信号与视频信号一起形成全电视信号，以便在接收端分离出行、场同步信号，保证收、发端的同步扫描。

闭路电视同步机由主振器、鉴相器、延时系统、脉冲形成等几部分组成，其原理方框图如图 3－18 所示。现将各部分简单介绍如下：

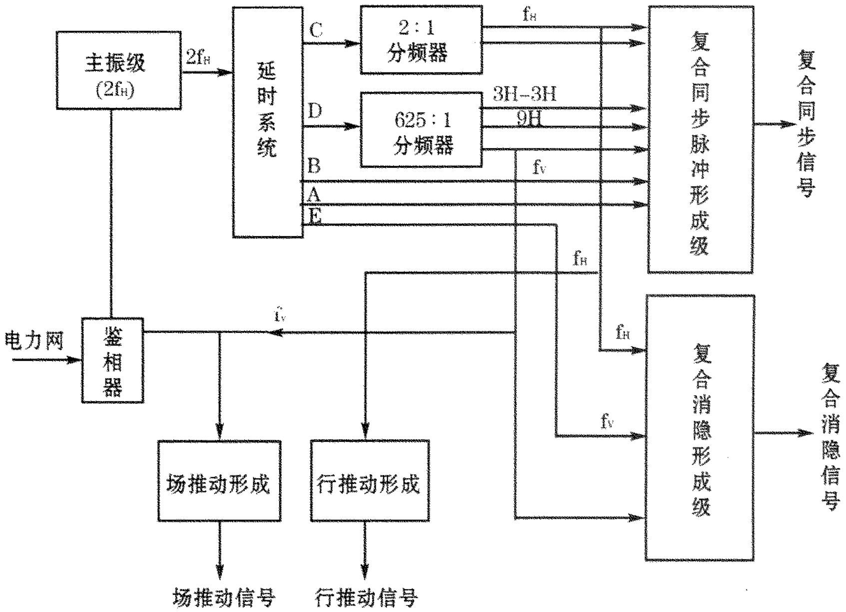


图 3－18　闭路电视同步机方框图

①主振器

即二倍行频发生器。由上述可知，各种脉冲的最高频率为二倍行频，所以选择二倍行频作为产生一系列脉冲的基准频率。主振器即产生基准频率的脉冲发生器。与广播电视一样，它也具有晶振和电源锁相两种工作方式。在不需要“与电源锁相”时，将 31.25kHz 的晶体接入电路，两倍行频基准脉冲将由石英晶体振荡器产生。其频率稳定性很高。

主振器工作在锁相工作状态时，主振级包括一个晶体振荡器和一个压控振荡器，其中压控振荡器受鉴相器输出的误差信号的控制，使这个基准脉冲在经过 625:1 分频器后所得到的场同步脉冲，将与电网的频率处于“锁定”状态。

②鉴相器

鉴相器是通过输入的场频脉冲与电源正弦波进行频率和相位的比较，然后输出一个误差控制电压，去控制主振级的压控振荡器，使由主振频率分频得到的场频频

率也相应变化，直到二者频率和相位完全同步为止，这样就使主振级工作于“与电源锁相”的状态。

主振级产生的 31.25kHz 的正弦波由射随输出到延时系统。

③延时系统

在闭路电视同步机中，基本上采用双稳触发器一次形成复合同步信号方法，在这种情况下，就要求一系列有着严格时间关系的脉冲。其中要求具有几个一定“时间差异”的两倍行频脉冲。为了得到这些脉冲，在闭路电视同步机里，采取对主振级产生的两倍行频脉冲进行延时的方法来获得。

目前在同步机中，主要的延时系统一般采用两种方法，即延时线与单稳电路。

延时线构成的延时系统，主要功能是使输出的脉冲比输入脉冲在时间上有一个延迟，而脉冲波形基本不变。

延迟线可以由许多集中参数的电感与电容构成，它等效于一个具有一定波阻抗的分布电感与电容构成的无损耗线。它的延时范围一般在 10μs 以内。对于大于 10μs 的延时，要使用超声延时线。图 3－19 是典型的闭路电视同步机使用的电感电容延迟线和各点波形图。图中 D 点输入主振级的两倍行频基准脉冲，以它的前沿为时间计算起点。在 E 点得到延时 2.8μs 的两倍行频脉冲，在 A 点得到延时 4.6μs 两倍行频脉冲，在 C 点得到延时为 8.9μs 的两倍行频脉冲。即 A 点和 C 点的脉冲在时间上间隔为 4.3μs 正好是行同步脉冲的宽度。A 点和 B 点的脉冲在时间上间隔 1.9μs，正好是均衡脉冲的宽度。D 点和 A 点的脉冲间隔为 4.6μs，正好是场同步期间槽脉冲的宽度。所以，延迟时间的设计（具体数值各设备略有不同）都是为了在复合同步信号形成级中使用。

单稳电路构成的延迟系统，是利用单稳电路，可以改变脉宽的特性，在上述各点之间，分别接入延时倒相单元电路可以构成延时系统，其方框图如图 3－20 所示。

④脉冲形成部分

脉冲形成部分由分频器和成形两部分电路组成。

分频器的功能是将某一高频率信号，严格分成频率等于其原有频率若干分之几的信号。在工业电视同步机中，正是利用这一功能将两倍行频基准信号用 2:1 的分频器串联完成 625:1 的分频得到场频 f_v，供同步信号形成部分使用。

脉冲形成部分包括：复合同步信号形成级、复合消隐信号形成级和行、场推动脉冲形成级。各部分实际电路的工作原理由于篇幅所限，这里就不再叙述了。

4. 圆消隐电路

目前显示 X 线图像的电视设备中，一般配置有 X 线增强管，而像增强器的输入屏、输出屏均是圆形的，而监视器的屏幕却大多数是矩形的，为了能清楚地看出透视图像中的病变，希望监视器显示的图像与增强管的输出屏相吻合，以充分利用增强管的有效视野，使图像边缘不出现没有图像内容的明亮光栅，又消除图像外的杂散干扰，提高图像质量。所以在 X 线电视设备中，通常都配置圆消隐电路来产生圆

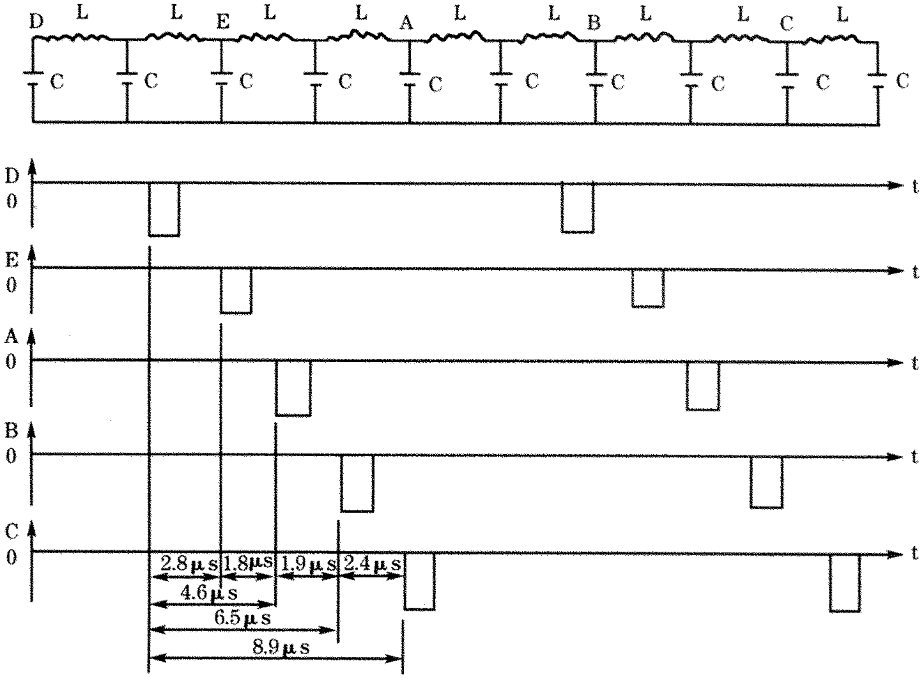


图 3－19　延迟线示意图及工作波形图

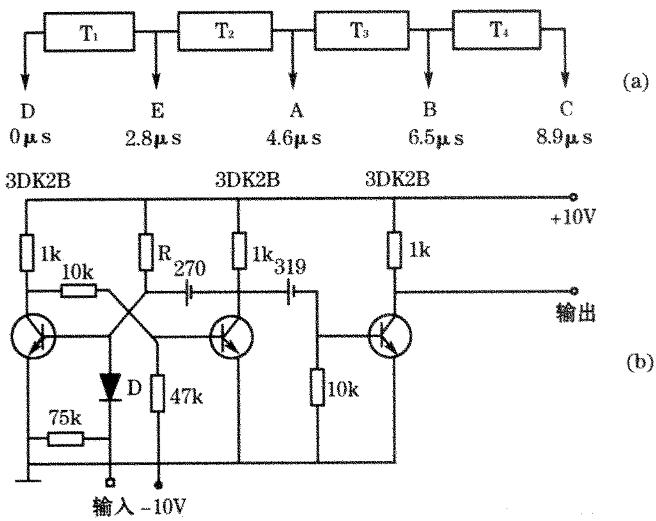


图 3－20　由单稳电路构成的延迟系统

（a）方框图；（b）单元电路。

消隐脉冲。实际上，习惯称作圆消隐脉冲的脉冲系列，其作用与消隐脉冲恰恰相反，它起圆加亮作用，即把圆外的光栅消隐掉，只有在脉冲期间才有图像显示，所

以也叫框圆脉冲。

现在把产生圆消隐脉冲的原理介绍如下：

在（x，y）平面上的圆方程为

$$(x-a)^2+(y-b)^2=R^2$$

式中（a，b）为圆心座标，R 为圆半径。但是对圆消隐，即把圆外信号消隐掉，应满足：

输入 $(x-a)^2+(y-b)^2 \geqslant R^2$ 时，输出等于零。

输入 $(x-a)^2+(y-b)^2 < R^2$ 时，输出为 1。

联系到电视系统是：

x 为行扫描电压，$(x-a)^2$ 为行抛物波电压

y 为场扫描电压，$(y-b)^2$ 为场抛物波电压

R^2 对应所选定的某阈值电压，决定圆的大小。可见将行、场抛物波线性叠加，经比较电路切割，就得到圆消隐脉冲系列。

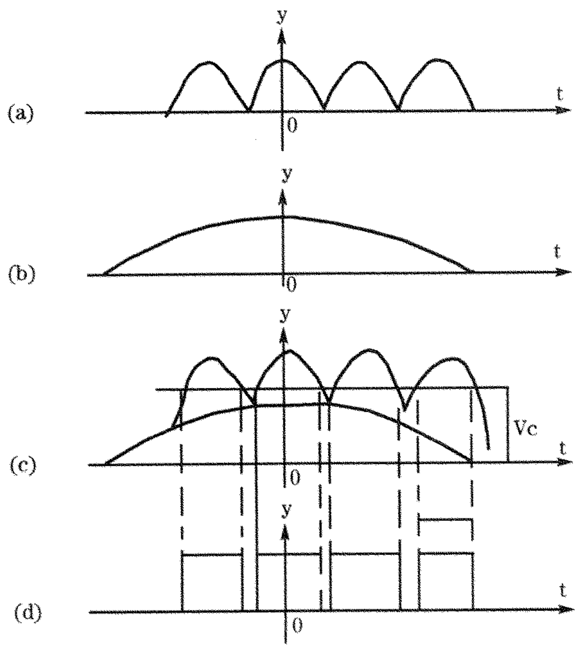


图 3－21　圆消隐信号波形图

图 3－21 画出了圆消隐信号的波形图。图（a）所示为一场中的行抛物波；图（b）所示为场抛物波；图（c）所示为行抛物波与场抛物波线波性叠加后的波形图。每一行的抛物波加在场抛物波之上，比较电平是固定的，所以行抛物波在一场中间位置超出比较电平最多，由中心位置向两边，行抛物波超出比较与电平越来越小。由于行也是抛物波，所以超出比较电平幅度越大，则超出部分经历的时间越长。这

样行、场抛物波的叠加波经比较切割电路后，输出的脉冲宽度就受到了调制，即输出的脉冲宽度中间最宽，离开中心越远，脉冲宽度越窄。这些宽度调制的脉冲系列就是圆消隐脉冲。

图 3－22 画出了产生圆消隐信号的原理方框图。

它是由同步机产生的行、场推动脉冲分别经积分器（1）和（2）获得行、场锯齿波电压，再经积分器（3）和（4）获得行、场抛物波。如图 3－22 所示，一方面将这四种信号送到控制器的补偿电路（其方框图如图 3－23 所示），形成复合补偿信号，送入摄像机；另一方面将两种抛物波线性叠加后，再经比较电路切割放大而得到三路圆信号。一路作为摄像机圆消隐，用作摄像管的框圆消隐；一路作为监视器圆消隐，送至显示器混合级，用作显示器的框圆消隐；一路作为测量圆信号，为自动增益控制、自动黑电平控制、自动毫安控制划定控制范围。

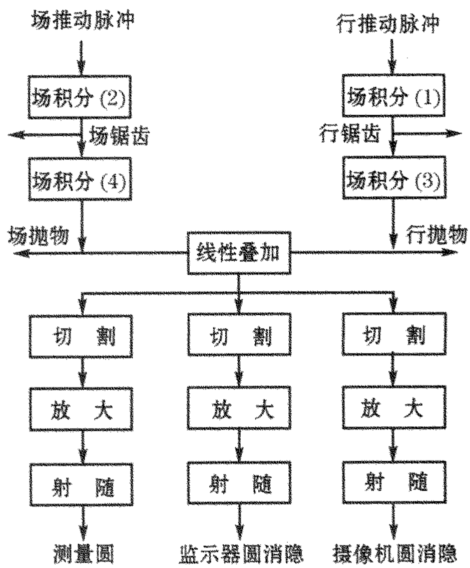


图 3－22　产生圆消隐信号的原理框图

5. 控制器的视频处理电路

一般的电视系统中，为了形成全电视信号，需要对预放器输出的视频信号进行处理。因为光学系统、光—电转换系统及传输系统等部分都会引起视频信号的畸变。所以视频处理电路除了要对这些畸变进行校正与补偿外，同时还要在视频信号中混入复合消隐和复合同步信号。而该系统中的视频处理电路除有一般的孔阑校正、灰度校正、钳位切割、同步混入等部分外，还增加了自动增益控制、自动黑电平控制及混入圆消隐等。

6. 显示图像亮度的自动控制与稳定电路

当影像增强器配合电视应用到 X 线设备之后，由于增强管的转换系数很高，这

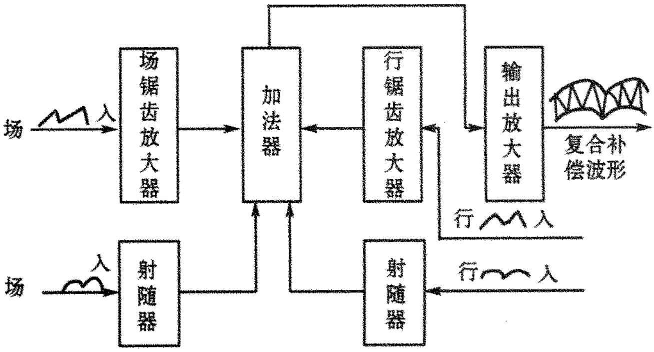


图 3－23　控制器补偿电路框图

就可以使用较低的管电流与管电压获得较高的图像亮度。但是为了获得最佳的观察效果，还要求电视屏幕上显示的图像亮度保持稳定不变。但是，当透视部位改变时，人体对 X 线的吸收量发生变化，增强器输入屏接受的光电子数也发生相应变化，从而使监视器的重显亮度随时改变，这就严重地影响了诊断效果。为此，十分需要加入亮度的自动控制与稳定电路。

（1）实现亮度自动稳定的两种措施

要实现亮度的自动稳定，首先要求电视系统的增益适合从影像增强管输出屏所接受的亮度，为此在视频通道中设置了自动增益控制电路，使其输入信号变化时，输出基本不变。也就是说通过自动调节电视系统的亮度增益，使增强器中连续变化的输出亮度转换为监视器上亮度稳定的图像。显然，这种自动控制电视增益所获得的亮度稳定，并没有限制过多辐射剂量的影响。只是增强器的亮度变化被电视增益所补偿了。

另外可用控制 X 线辐射剂量的方法，即通过稳定增强管输入屏上入射剂量的方法来实现亮度的自动控制与稳定。为此这类设备中都设置有自动、手动毫安控制电路。但人工调节的方法远不能满足要求。当采用自动毫安控制时，X 线管的管电流（或管电压）的大小是由电子线路自动调节的。

在 X 线电视设备中，一般都将上述两种亮度自动稳定的措施同时采用。因为如果仅采用自动增益控制，一则控制范围有限，二则自动增益控制电路虽可在较弱的输入信号时保持输出信号的稳定值，但这时信噪比降低。如果仅采用自动毫安控制，其调整过程较慢，故需利用调整速度快的 ACC 电路配合工作。

（2）自动毫安控制常用的 3 种方法

第一种方法是利用一只光电管，它可以检测出透视中输出屏中心部分的平均亮度，当对病人被透照部位变化时，引起穿过人体的 X 线密度的变化，这就必然导致增强器输入屏上入射剂量的变化，从而输出屏亮度和光电管所接受的光信号相应变化，上述的变化立即借反馈系统来调节 X 线管的辐射剂量。在电路设计上可以单独

自动调节管电流；也可以单独调节管电压；或者联合使用。这种方法的原理，如图 3－24 所示。

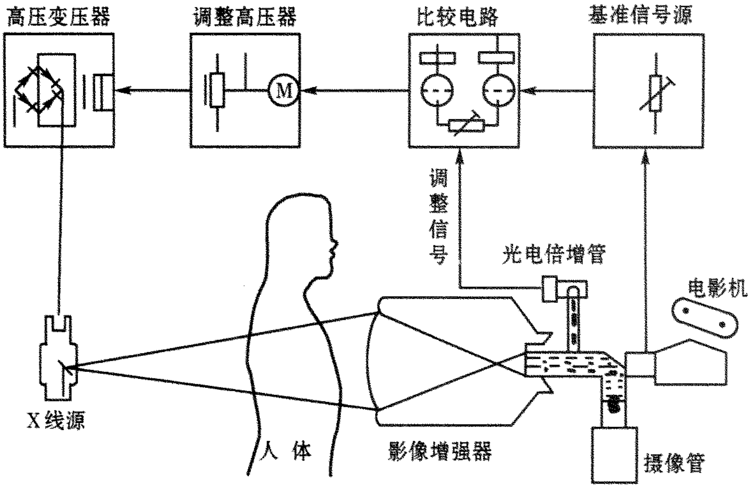


图 3－24　光电管自动毫安控制电路

由图可见，增强管输出屏和光学透镜之间置一反射镜，它将输出屏不断变化的亮度反射到光电倍增管上，引起光电流的相应变化，这个变化的电流使两个闸流管交替工作，驱使伺服电机在调节变压器上作上下滑动，实现 X 线管管电流或管电压的自动调节，以达到电视屏幕上输出亮度的稳定。

第二种方法是直接从电视的视频信号中，分离出一部分作为取样信号（要选取电视屏幕上影像主要区域的最大亮度作为被稳定亮度），通过测量圆取样选定控制范围，再检测到它的直流信号大小，将这个信号经反馈系统作用于 X 线管，以自动调节管电流或管电压。当物体密度增大，信号减小时，X 线管管电流增大；反之，信号增大时，X 线管管电流减小。这样就保持了输出信号即显示亮度的大致稳定。

其原理方框图如图 3－25。

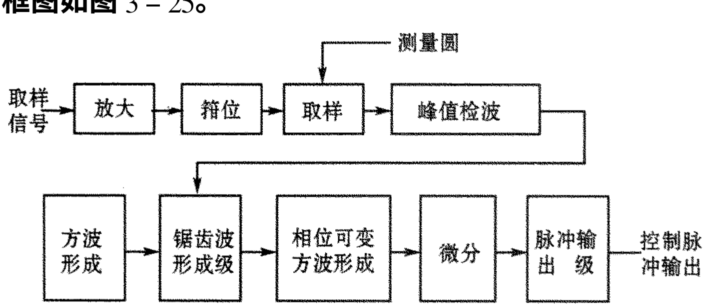


图 3－25　视频信号自动毫安控制电路

它是将视放来的毫安取样信号放大后，经钳位电路把黑脉冲电平钳在一定电平

上，与测量圆一起送到取样器，以便在测量圆时间内取出毫安取样信号，并加在峰值检波器上，检出直流峰值信号，去控制锯齿波电压的斜率，用此锯齿波去控制方波形成器，方波前沿时间由锯齿波的斜率决定。也就是说，把取样信号的大小转化为方波脉冲个位的变化，方波脉冲经微分电路形成尖脉冲，切割倒相后，由脉冲变压器输出作为毫安控制脉冲。这个控制脉冲的个位由输入信号的大小决定。当输入信号增大时，使可控硅导通角减小，从而 X 线管的管电流就减小，促使输入信号也相应减小，这就达到自动毫安控制的目的。

第三种方法是在要求较低的 X 线电视系统中，为了实现亮度稳定，用人为改变管电压值的方法。即设置三个不同的管电压、管电流值的转换开关，当 X 线剂量经人体大量衰减而达到某一额定值时，开关将转换到另一较高的电压值。

注意在解决透视亮度稳定的同时，还应注意到量子噪声对图像质量的影响。构成图像的量子数愈小，噪声干扰愈大，故输入稳定值不能选的太低。

（三）监视器

监视器是闭路电视系统中的接收机。它的功能是将控制器来的全电视信号转变为光图像，显示在监视器的荧光屏上。监视器与广播电视接收机相比具有以下特点：

（1）它与闭路电视系统相配合，其输人为正极性的全电视信号，而且是未经调制的视频信号。

（2）在电气指标上要求较高，有较多的外部控制与调节装置。

（3）这种监视器一般没有高放和中放部分，也没有拌音部分。

监视器主要由视频通道、同步分离、场扫描电路、行扫描与高压发生器、电源部分、显复管及其供电电路等组成。其原理方框图如图 3－26 所示。在监视器中有一缓冲射极跟随器，在多台监视器串联应用时，隔离各监视器使其互不影响。射极跟随器另一路输入到同步分离级。同步信号还可以从同步机单独输入到监视器用作外同步。由于专门的同步信号中无图像信号，因此同步质量高。

同步分离电路、行、场振荡、输出电路与广播接收机基本相同。但有时为了使亮度调节不影响扫描幅度，监视器单独设有高压变换管，行扫描幅度也可以单独调节。

第五节　医用立体 X 线电视

第四节中介绍了 X 线平面电视，它的图像和一般的照片一样，医生用 X 光平面电视，只能看到平面图像，因此无法准确地判断病灶的深浅和大小。而立体电视，它可以提供真实的立体形像，能使医生准确地进行诊断，为治疗提供可靠的依据。下面简单地介绍立体电视的原理和实现方法。

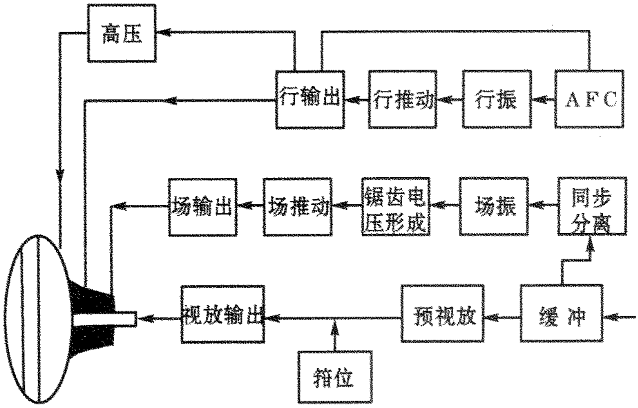


图 3－26 监视器方框图

一、立体电视的基本原理

（一）产生立体感的主要因素

1. 调节 就像照相机调节焦距以获取良好成像一样，为了使物体像清晰地呈现在视网膜上，人眼肌肉要通过适当的拉伸来调整眼睛晶体的焦距，这种功能称眼球的调节。它与物体至眼的距离直接相关。

2. 辐辏 人们用双眼观察物体时，如果物体的成像不是在左右两眼视网膜的相应点上，则看到的是复像。这时眼球应该相应旋转，使双眼视线汇合于观察物体上，感觉随之成为单像，眼球的这种旋转运动就叫做辐辏。

3. 双眼视差 由于瞳距平均值是 65mm，因此两只眼睛观察同一物体的角度就略有差异，即同一物体在人的两眼视网膜上所形成的像就稍有不同。这种人眼的视觉差异就叫做双眼视差。由于两眼之间有一定的距离，所以观察同一物体时，两视轴（每只眼睛看物体的中心线称为视轴）必然交叉在所观察的物体上。两视轴相交的夹角称为会聚角。物体离人眼的距离不同，会聚角也不一样。会聚角的大小又与每只眼球转动的角度有关。两眼球的转动需要一定的肌肉做功，大脑对两只眼睛的视神经所得到的图像信息和眼球肌肉做功用力强度的比较，便能得出物体的一幅立体图像的概念。

图 3－27 是两眼立体视差示意图。图中 L、R 是左、右两眼的转动中心。物点 B_1 在左右眼视网膜上成像位置分别为 B_{1L} 和 B_{1R}，离眼睛较远的物点 B_2 的成像位置分别为 B_{2L} 和 B_{2R}，即左右眼成像位置均往内偏移，人们就感觉到 B_2 点比 B_1 点远。A 点在左右视网膜上成像位置分别为 A_L 和 A_R，与 B_1 点的成像位置 B_{1L}、B_{1R} 相比，分别向一个方向偏移了同等的距离，人们就感觉到 A、B_1 两点距人眼的距离相等。

若以 A 点为参考点，由于 $A_R\widehat{B}_{2R} > A_L\widehat{B}_{2L}$，所以右眼感到 A、$B_2$ 间相对位置较远，左眼感到 A、B_2 间相对位置较近，对于离人眼距离较近的点，左右眼对它与 A 之间相对位置的感觉则相反。

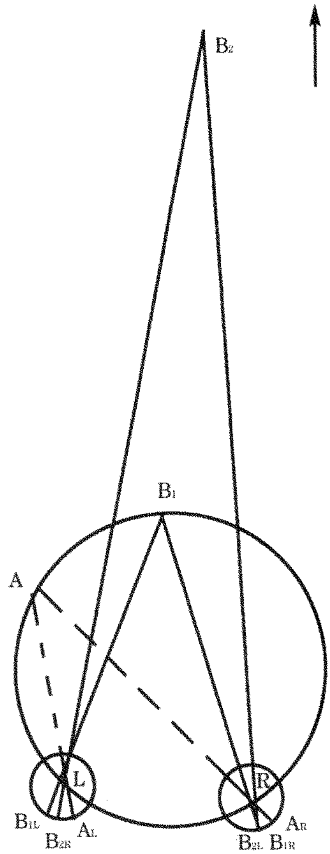


图 3－27　两眼立体视差示意图

（二）立体电视的形成原理

立体电视是以双目视差立体成像原理为基础的，一般的方法是：在摄像端，用代表人两只眼睛的两个摄像机，从不同角度拍摄同一景物，分别获得物体的左、右图像（称为立体对图像）。在接收端将这两幅有视差的图像（复像）显示出来，并设法使左眼只能看到左边的图像，右眼只能看到右边的图像。于是就看到了具有深度感的立体图像了。可见，实现立体电视必须满足下列条件：

1. 摄像端必须使用相隔一定距离的两架摄像机并从不同角度拍摄同一景物。

2. 传输两幅图像信号。

3. 显像端设法把两幅图像分开，使左眼只看到左图像，右眼只看到右图像，这是实现立体图像的关键。

（三）立体 X 线电视的显像原理

立体 X 线电视的原理如图 3－28 所示。两个相距为 B 的 X 射线管 X_L 和 X_R 以距离 L 分别照射物体 PQ（P、Q 为物体上的两个点），于是在荧光屏上建立对应的两图像，即右图像 P_RQ_R 和左图像 P_LQ_L。若两只眼睛 E_L、E_R 以距离 R 在荧光屏另一侧同步观察，也就是说，右眼只看到右图像，左眼只看到左图像，结果就观察到有立体视差的两个图像，那么这两个图像经过大脑中枢就会合成一个立体图像。

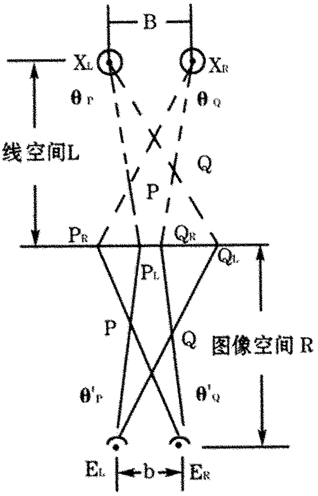


图 3－28　立体 X 线电视原理

二、立体 X 线电视装置

（一）立体 X 线电视中的 X 线源及其特性

根据立体 X 线电视的显像原理，要在单只影像增强器上形成并区分左右两个物体像，需要两个 X 线源按一定的频率交替发射。采用两只普通二极 X 线管予以机械同步遮光是一种可以实现的方法，但效果不佳。若采用二只栅控 X 线管，组装成栅控双三极管 X 线源，由电视系统电子同步控制，使其交替发射 X 射线，性能较佳。

栅控 X 线源不但小型轻便，稳定可靠，容易调节，而且具有辐射剂量低，对生物体破坏作用小等独特优点，它在 X 线电视系统中，快速 X 线拍像以及其他需要严格时间控制的 X 线技术中有很大的应用价值。

1．栅控双三极管 X 线源

栅控双三极管 X 线源主要是由两只特性相近的栅控 X 线管，以及控制电路所组成。其靶面中心相距六厘米。

栅控 X 线管是在普通二极 X 线管的阳极和阴极之间加一栅极，其作用是控制阴

极电子的发射与截止。其结构示意图如图 3－29（a）所示。同电子三极管一样，对应一定的阳极电压 V_a，有一个相应的截止栅偏压 $-E_g$。图 3－29（b）所示是在不同的 V_a 时测得的一组 $I_a \sim E_g$ 曲线。对同一个管子，V_a 增加则截止栅压也增加。实际使用时，在栅极加负偏压，并满足 $-E_g \leqslant E_{gmax}$（E_{gmax} 为最高工作阳极电压下的截止电压），使栅控 X 线管牌截止状态。当栅极加上幅度为 V_g（$|V_g| \geqslant |E_{gmax}$），宽度为 τ 的正向脉冲时，管子就处于发射状态。在阳极电压 V_a 一定时，根据需要改变控制脉冲的幅度、宽度和重复频翠，就能有效地控制 X 射线管的辐射强度和辐射时间。由此可见，栅控 X 线管和所产生的 X 线是脉冲式发射的，其发射受栅极控制。

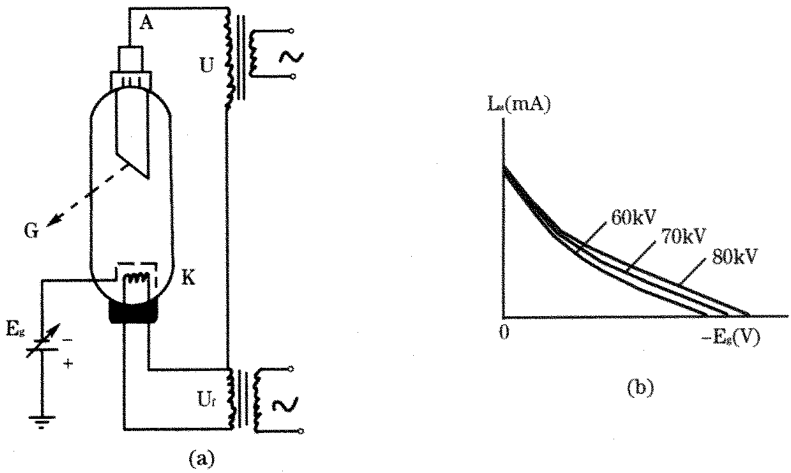


图 3－29　栅控 X 线管结构示意图及特性曲线

2. 栅控 X 线的特性

理论和实践已经证明，X 线在荧光屏上作用的强弱与管电压 V_a 的平方成正比；与管电流 I 及照射时间 t 成正比；与阳极焦点面至荧光屏距离 D 的平方成正比。总的辐射强度用 P_E 表示，则

$$P_E = \frac{V_\alpha{}^2 \cdot I}{D^2}$$

式中：I 以 mA，V_α 以 Kv，t 以 s，D 以 cm 为单位。在一定的管电压下，通常用 mA·s 来表示 X 线的辐射剂量。

在阳极电压 V_α，峰值电流 I_m，重复频率 f 相同的条件下，对栅控 X 线管和二极 X 线管的辐射剂量进行比较如下。

二极 X 线管在 50Hz 电网频率自整流工作状态下如图 3－30（a）所示，其毫安秒为

$$mA \cdot s = \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi I_m \sin\psi d\psi = \frac{Im}{\pi}$$

对栅控脉冲频率 f = 50Hz，τ = 2ms 的栅控 X 线管如图 3 - 30（b）所示，其毫安秒为

$$mA \cdot s = \frac{1}{2\pi}\int_{0}^{\frac{2}{10}\pi} I_m d\psi = \frac{Im}{10}$$

可见二者毫安秒比，即辐射量比为 3.15 倍。

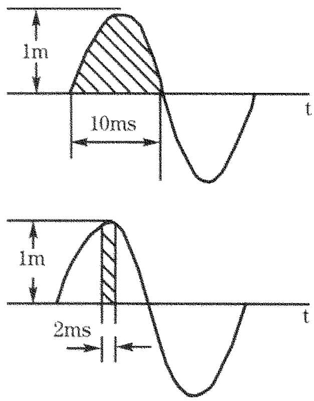


图 3 - 30　栅控 X 线管和二级 X 线管在 50Hz 时自整流工作状态图

虽然在单位时间内栅控 X 线管辐射量比二极 X 线管低三倍左右，但在电视荧光屏上显示的信号视觉强度几乎一样。下面分析一下栅控 X 线的“质”。

在自整流工作状态下，二极 X 线管两端的高压通常是电网电压波形（正弦波），高压在零与峰值间周期性变化，X 线的性质也随着高压的变化而变化，所产生的 X 线包含有各种不同波长的射线。其中大部分是不能穿透肌体的软线，少部分才是能穿透肌体的硬线。

栅控 X 线管等效的电压波形为矩形脉冲，且处在电网电压波形峰值区域附近，所产生的 X 线波长范围较窄，几乎百分之百的射线都是能穿透肌体的硬线。

从前述得知，X 线对生物体有破坏作用，其破坏机理是由于生物体吸收 X 射线产生热效应的结果。直接穿透人体的射线将不发生任何效应。因此说，软 X 射线比硬 X 射线对生物体的破坏作用大。在相同剂量的 X 线作用下，二极管 X 线源产生的 X 射线比栅控 X 射线对生物体的破坏作用大。

（二）立体 X 线电视装置中的摄像系统

1. 两种摄像方案

（1）双管摄像：它是把图像先由分像器分开为左、右两个像，然后分别由两个增强管与两个摄像机来摄取左右图像，或者由一个像增强器得到左右两个交替出现的像，再利用分像装置将两个像分开，然后由两个摄像机分别摄像。此方案在技术上主要解决同步问题。具体实施方案可采用二极管发射，机械同步，双摄像机摄像

及栅控发射、电子同步、双摄像机摄像。

(2) 电子同步、单管摄像：它具有小型轻便，稳定可靠、灵敏度高及容易调节等优点。此方案在技术上主要要解决同步、惰性和图像处理问题，尤其是惰性问题。

2. 高灵敏度、低惰性的摄像系统

在 X 线电视装置中，尽管 X 线产生的初始图像经过影像增强器将亮度增强了数千倍乃至上万倍，但图像的亮度还是比较低的。因此要求摄像系统必须有很高的灵敏度。

另外，当采用了单管摄像的方案，也就是两个 X 线源所产生的左右两个像是以很快的速度在同一靶面上交替出现的。而任一摄像管的靶，在建立图像和图像消失时，都需要一定的时间（即存在惰性），因此太快的图像变幻会使左右图像重叠而产生一个模糊的图像。所以要求系统一定要有很低的惰性。

要降低系统的惰性，首先要选用低惰性的摄像器件。摄像管的惰性取决于许多因素，对摄像机用的光导摄像管，其惰性随着信号电流、电子束电流、暗电流值的增大而增大，随着靶扫描面积的减小而降低。所以摄像管要运用于最佳工作状态。此外电子能否垂直上靶，对惰性也有很大影响。为了降低摄像管惰性可采取如下措施：

(1) 对靶面投入少量均匀的衬底光，这样人为地增加暗电流值，明显地改善了惰性。

(2) 选取适当的电子束电流、信号电流和暗电流值。

(3) 调整校正线圈的电流，保证电子束垂直上靶。

(4) 选用氧化铅管作为立体 X 线电视系统中的摄像管。因为它具有信噪比高、灵敏度高，$r \approx 1$，分辨率高，相对来说惰性较小的特点。

(5) 要选用窄脉冲控制，使发射的重复频率降低，减小惰性的影响。但频率太低会使观察出现闪烁，影响图像质量。

(6) 要降低增强管与监视器的图像显示惰性，要选用低余辉特性的荧光粉。

(三) 立体显示器

根据双目视差原理，要获得立体图像，在显示系统中必须将两个发射源所产生的左图像和右图像分别送入人的左眼和右眼，这可以通过不同的方案来实现。

1. 双眼立体镜式

这种方法是将混合的图像视频信号送入监视器，使监视器荧光屏上交替出现左、右图像。然后用同步开启的眼镜进行观察。眼镜的开关与左右图像出现与否严格同步。这样经大脑作用，便获得立体图像，这个方案的特点是监视器方案结构简单，但对眼镜要求很高，实现难度大。

2. 双目直观偏振光式

偏振光立体显示原理如图 3－31 所示。它是将左右两个图像分别显示在两个监视器上。两个监视器的荧光屏相互垂直放置，在它们的荧光屏上分别放置垂直与水平偏振的偏振片，这样左右两个像就变成了相互垂直的偏振光像，再利用 45°放置的半透明膜使两个已偏振的图像在同一光路上合成，并以等光程到达人眼。那么戴上一付偏振光眼镜，利用偏振光不透过与其偏振方向垂直的偏振光的特性，就可以方便地分离左右通道的信息，使左图像只进入左眼，右图像只进入右眼，于是就看到厂立体图像。尽管该装置需要两个显示屏，显示器结构较复杂，但比较容易实现，故立体 X 线电视系统中常常采取这一方案。

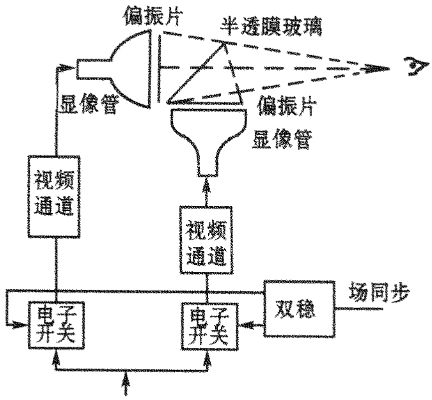


图 3－31　**偏振光式立体显示器**

第四章　核磁共振成像设备

第一节　概　　述

核磁共振成像技术是近二十年来随着电子技术，超导技术，特别是计算机技术的高速发展而出现的一种最新医学图像诊断技术。核磁共振 CT 多年来曾简称为 NMR—CT。它是 NuclearMagnetic Resonance 的缩写。近几年来在欧美各国为回避核恐惧的精神因素，人们才改称为核磁共振成像，即 Magnetic Resonance lmaging，简称为 MRI。

利用核磁共振能对人体采集信号，并能给出二维或三维的重建图像。在临床医学诊断上有其独特的优点，自从 1984 年 MRI 设备投入市场以来，受到了放射科医生们的高度评价。MRI 设备的对比度高于 XCT，空间分辨率一般来说低于新型的 XCT。但是对于中枢神经系统的诊断，MRI 无论在空间分辨率和对比度方面都超过 XCT。MRI 能分辨出脑组织内的水和脂质含量的很小差异，能够清晰地显示细微的解剖结构，如红核和黑质核等。由于脑灰质和白质对比明显，这样就有利于发现较小的脑腔隙性梗塞等病灶。MRI 对体部，例如胸、腹部，就不如中枢神经系统成像清晰，这是因为心脏和肺部等运动伪像导致图像模糊，而对于盆腔和四肢因无运动伪像的影响，其 MRI 也优于 XCT。MRI 的信息量比 XCT 要大的多，这是因为 MRI 信号取决于核子密度，通常为氢核 H，同时也取决于弛豫时间以及运动（或流动）诸因素，而 XCT 只依赖于组织密度（电子密度）。另外，MRI 成像没有电离辐射，没有 X 射线所带来的潜在危害。由于 MRI 成像技术是以核子密度为基础，因而对软组织成像比 XCT 优越。从它的本质上讲，MRI 成像的真正优势不在于解剖学的研究，而在于人体生理和生化功能的研究，MRI 能提供被检组织丰富的生化信息及新陈代谢状态的信息，它能对人体任何一个断面成像。当 MRI 与频谱分析相结合能开展组织特征等方面的研究工作，因而在短短的二十余年中深受广大医务人员的欢迎。临床实践已经证明核磁共振成像技术是一种新颖的成像方法，它给医学诊断提供了新的方法和手段，在诊断技术上是一次重大的技术突破。因为核磁共振成像技术是利用原子核在静磁场中受到一种特定的射频磁场激励，从而发射出无线电信号。人们

利用所发射的无线电信号去建立所需要的医学图像。

核磁共振的成像方法特殊，这种成像方法填补了目前诊断学中的两项空白，即有能力同时将组织特征和功能信息揭示出来，有能力同时分辨出人体组织的空间，时间和功能的特点。MRI 不同于 XCT，XCT 是单一物理参数的成像方式，而 MRI 可建立多种核，多种参数的物理图像，从而能反映出人体组织器官的代谢功能，生理和生化信息的分布。这种能显示活体组织在其结构发生变化前的早期信息的成像方法，是目前在诊断影像学中各种成像方法难以比拟的。最近十几年来 MRI 的图像质量已能和 XCT 相媲美，但成像速度还低于 XCT，例如头部 815 个断层像，其成像时间需要 35min，摄取身体断层还要增加一倍的时间；另外，图像的空间分辨力一般约为 2mm，也需要提高。表 4－1 给出了 MRI 和 XCT 各种性能的对照表。

核磁共振成像技术的发展大致经过以下几个阶段：

1977 年，MRI 进入到人体断层摄影的实验阶段；1978 年，MRI 的图像质量已达到初期的 XCT 的水平；1981 年，完成了 MRI 的全身的扫描图像。目前核磁共振成像技术正处在方兴未艾阶段。为了比较系统地了解核磁共振成像技术，下面先介绍一下核磁共振成像的基本原理，

表 4－1　　XCT 和 MRI 性能对照表

比较内容	XCT	MRI
诊断依据	形态（解剖形状）	形态和功能（生理、生化功能）
体层面	冠状、矢状和横断面	任意位置和角度的断面
测定对象	组织对 X 线的吸收系数 μ	质子密度、弛豫时间 T_1、T_2
灰阶	采用窗口技术显示 －1000～＋1000（＋2000）的 CT 值	20～50 灰阶
空间分辨率	5～10LP/cm	≈5LP/cm
受辐射量	X 线辐射剂量≈10^5 ev	无电离辐射

第二节　核磁共振成像的基本知识

核磁共振原理与物质微观结构有关，它涉及较多的理论和概念，下面简要地把磁共振成像过程中所涉及的有关问题作一介绍。

一、核自旋磁矩和 Larmor 频率

众所周知，除氢原子核只有一个质子外，其他原子核都包含有数目不等的质子和中子，它们平时所处的状态是围绕自身一根轴线作旋转运动，人们称为核自旋。当其中质子和中子数目之和为偶数时，由于质子和中子数成对，这种自旋彼此抵消；若质子和中之和为奇数时，则原子的自旋有一部分不能互相抵消，这种自旋称为“净自旋”或“非零自旋”。由于原子核是带正电荷的，而原子核的自旋运动则相当于在其自旋轴周围形成一个流动着的电流，这个流动着的电流将产生一个小小的磁场，这个磁场的大小可以用磁矩或磁动量 U 来表示。U 是一个向量，它表示出核磁场的大小和方向。通常人们习惯用一个磁偶极子等效这个核磁场。

对于具有自旋和磁矩的原子核，由于它近似于一个小磁棒，在没有外磁场的情况下，它的取向是随机分布的，所以大量的原子核并不显示其宏观效应。如果将原子核置于一个恒定的外磁场中，那么原子核的旋转轴将受到静磁场的作用而迫使其放置轴趋向于外磁场的方向，但是原子核有抗拒这种改变而保持原有旋转方向的能力。其结果将是原子核旋转轴的方向与外磁场的方向有了某种程度的靠拢，但仍存在着一定的倾斜角，按照量子力学的基本理论，在磁通密度为 β_0 的静磁场中，物质中的核磁矩可能存在着两种方向，或者说磁场中的原子核存在着两个基本状态，即“平行态”、（上旋态）和“非平行态”、（下旋态），如图 4－1 所示。

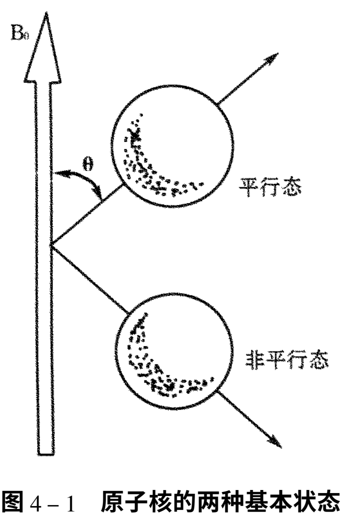


图 4－1　原子核的两种基本状态

而平行态对应于低能状态，非平行态对应于高能状态。在一般情况下，对于我们所要检测的实体，其低能状态的质子数远远在于高能状态的质子数。这样一来，多数质子的磁场方向将与静磁场相同，只有少数质子才与静磁场方向相反。这一现象可用图 4－2 形象地表示出来，其中每个小箭头表示一个质子所产生的微弱磁场。

由图可以看出，大多数的小箭头方向与外磁场的方向是一致的。现在把每个质子所产生的微弱磁场叠加起来，形成一个总的综合质子磁向量，如图 4－3 所示。通常用 M_0 表示这个磁向量。值得注意的是，旋转着的原子核处在静磁场 B_0 中的运动和旋转着的原子核在静磁场中它的旋转轴也要围绕磁场 β_0 的方向作进动，

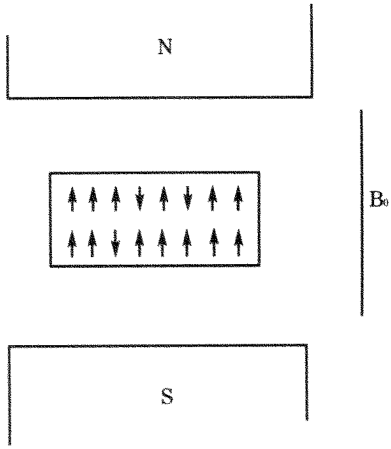


图 4－2　质子的磁场方向与静磁场的关系

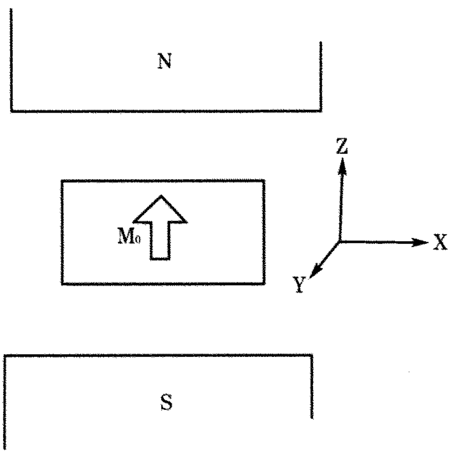


图 4－3　综合质子磁向量图

若以 ω 表示进动的角频率，它决定于磁通密度 β 和原子核的核磁旋常数 γ，其表示式为 $\omega=\gamma\cdot\beta_0$。若场强 β_0 为 0.1T（Tesla），则对于氮质子的进动频率 $\omega/2\pi$ 是 4.26MHz。对于这种进动，一般称为 Larmor 进动。习惯上称为核磁共振频率或 Larmor 频率。

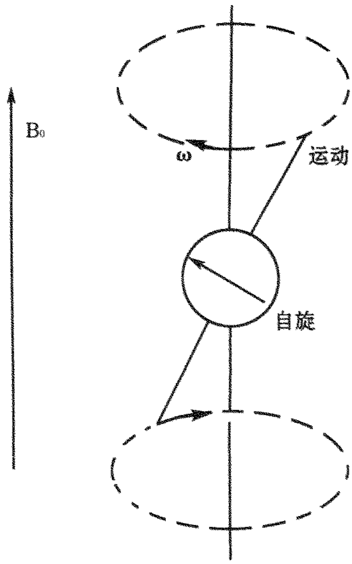


图 4－4　旋转原子核在静磁场中的运动

二、射频磁场驰豫过程和 FID 信号

由于核自旋是无规则的，若将它们置于一个稳定而均匀的静磁场中，则每个自旋原子核便取平行静磁场的轴线方向。对于氢核自旋的取向，大多数取顺磁场方向，只有少数氢核因受自身热能影响而取与静磁场相反的方向。若通过线圈向原子核发射高频电磁脉冲，即可形成一个与静磁场形成一定角度的交变磁场。当该磁场的变化频率与原子核自旋的固有频率相同时，既使交变磁场强度较静磁场小得多，原子核也能吸收能量产生共振，这时自旋轴偏离静磁场轴线，并且围绕它进行转动，如图 4－5 所示。

这种偏离静磁场轴线的运动，也称作陀螺运动。

当自轴线偏离一定角度时，若停止高频脉冲的激励作用，即停止射频磁场的激励作用，这时的交变磁场消失。于是原子核又只受到静磁场的作用，自旋方向再逐渐恢复到与磁场轴线相一致的状态，这种现象称为驰豫。在返回过程中，原子核释放能量，其能量的大小等于在射频磁场作用下所吸收的能量。

如果射频磁场 B_1 持续时间足够长，那么核磁体在 B_1 的吸引下，将使核磁场向量 M_0 逐渐转向 XY 平面（横向平面），即核磁场便旋转 90 度而成为横向。也就是说，核磁场在射频磁场的作用之下，变成了垂直于静磁场的状态，如图 4－6 所示。

为了获取核磁共振信号，在 XY 平面内增加一个谱振射频磁场，使处于静态的并且垂直于 XY 平面的合成核磁场 M_0 变成一个横向的交变磁场。由于横向磁场在时

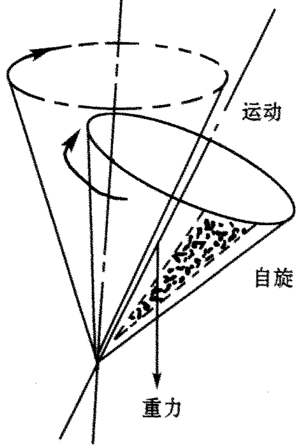


图 4 – 5　进动运动示意图

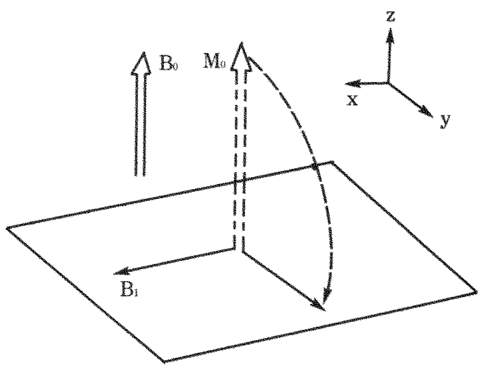


图 4 – 6　核磁场向量 M_0 的旋转

间上是交变的，这样一来就为检测核磁信号创造了必要的条件。值得注意的是，引起核磁共振的外来电磁场 B_1 在宏观上是一个旋转电磁场。因为 B_1 的引入，使得 M_0 受到一个力矩的作用，迫使 M_0 离开客观存在的平衡位置（即 Z 方向 – B_0 方向）。若 B_1 置于轴方向，那么 M_0 将在力矩的作用下向 Y 轴方向倾倒，同时在 B_0 的作用下，M_0 仍在围绕着 B_0 旋转，这也就是所谓拉莫尔运动。M_0 的运动情况如图 4 – 7 所示。

这个 M_0 在 M_0、B_1 的作用下的运动过程反映了核自旋系统向旋转磁场 B_1 吸收能量的过程。即核自旋系统吸收能量，使低能级的核跃进到高能级。

当旋转磁场停止后，M_0 就开始向它的平衡位置恢复，如图 4 – 8 所示。

这时核自旋系统释放出前一过程中所吸收的能量。这就是所谓驰豫过程。驰豫过程中 M_0 的纵向分量 M_y，和横向分量 M_{xy} 随时间的变化曲线，如图 4 – 9 所示。

图中 T_1 表示纵向驰豫时间，T_2 表示横向纵驰豫时间，T 为 B_1 停止后所经历的

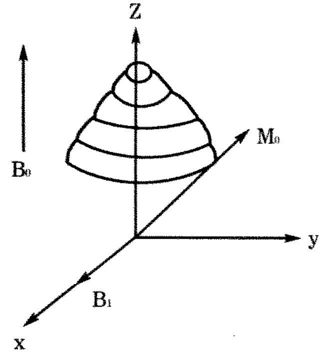


图 4－7　M_0 在 B_1、B_0 作用下的运动

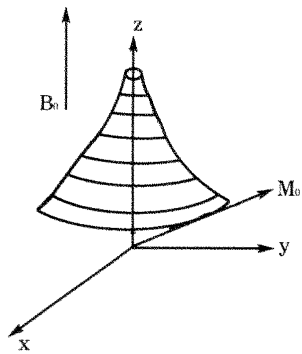


图 4－8　B_1 停止 M_0 的运动示意图

时间，M_0 为刚旋加 B_1 时 M_0 在 y 方向上的分量，M_{xy1} 为 B_1 停止时 M_0 在 X 平面上的分量。值得注意的是，M_y 的增长和 M_{xy} 的衰减并不是同一个过程。M_y 的增长是自旋系统与晶格之间能量的交换过程，称为纵向驰豫过程，而 M_{xy} 的衰减是自旋系统内部能量交换的过程，称为横向驰豫过程。由图中曲线可以看出，纵向驰豫时间 T_1 是一个表示纵向驰豫过程快慢的一个时间常数，也就是 M_y 恢复到 M_{y0} 的 63%所需要的时间；横向驰豫时间 T_2 是表示横向驰豫过程快慢的一个时间常数，也就是 M_{xy} 衰减到 M_{xy1} 的 37%时所需要的时间。因为 T_1 时间总是大于 T_2 时间，虽然 T_1 时间包括 T_2 的过程在内，如图 4－10 所示。

在 T_2 时间内自旋原子核的取向大致与静磁场相一致。在临床应用中，T_1 和 T_2 这两个时间参数反映了人体组织的生理生化状况，例如癌组织的 T_1 值就大于正常组织的 T_1 值。

为了获取核磁共振信号 FID，通常是在横向平面内设置一个检测线圈，不管驰豫过程中 M_0 恢复到什么位置，只要通过一个射频激励脉冲的作用，使 M_0 的纵向分

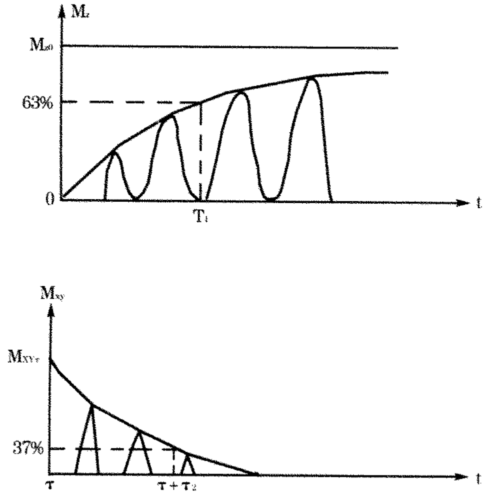


图 4－9　M_y 和 M_{xy} 的变化曲线

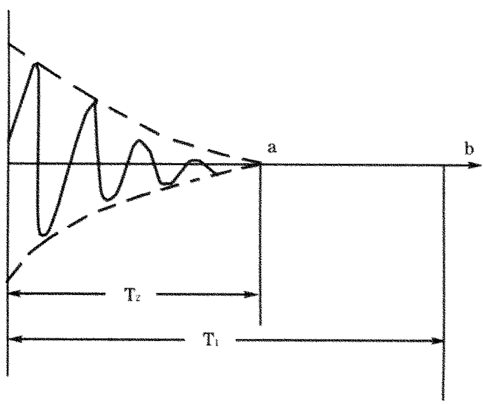


图 4－10　T_1 时间和 T_2 时间的关系

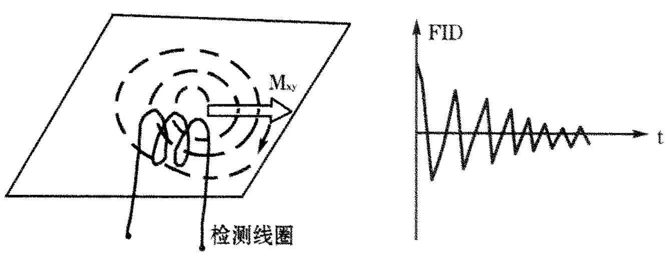


图 4－11　FID 信号的获取示意图

量倾倒于 xy 平面内，也即倾倒于测量平面内，则在射频（RF）脉冲切除后，横向分量 M_{xy} 将环绕外磁场的轴运动，这时位于横向平面内的检测线圈中将感应出一个

交变信号，即所谓自由感应衰减信号 FID（Free In－duction De ’ cay 的简称），如图 4－11 所示。

这里 FID 信号的数值反映受检体的氢核密度，故也称作核磁共振信号 NMR。因此利用 NMR 信号重建的图像是质子密度的分布像。NMR 信号可以是频率函数或时间函数，二者是等效的，可以通过数学关系互相转换。图 4－12 绘出了射频磁场的形成和核磁共振信号 NMR 获得的示意图。

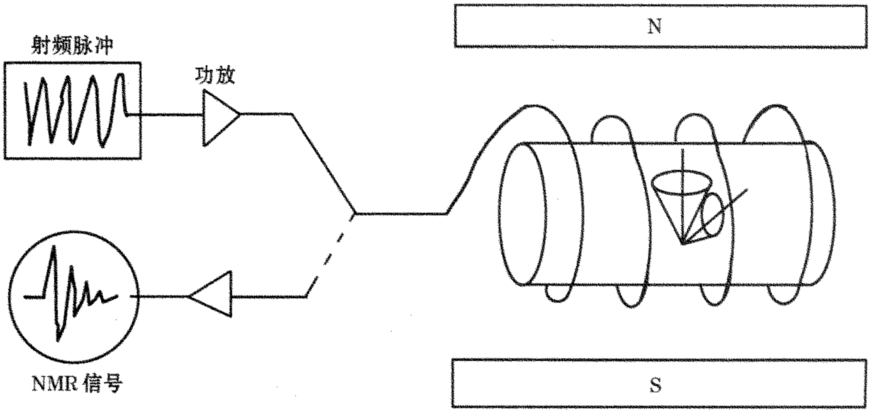


图 4－12　射频磁场的形成和 NMR 信号的获得

即在成像技术中，射频磁场 B_1 并不像在波谱研究中有时用连续波形式，而是采取脉冲形式，称为射频脉冲。实际上就是在很短时间内施加旋转频率与核在 B_0 作用下的拉莫尔频率相一致的旋转磁场 B_1，然后即可在检测线圈中获取 NMR 信号。

三、脉冲序列

脉冲序列是指射频（RF）脉冲激励的时序和性质，它关系到产生横向磁化的问题。因为在成像技术中，90 度脉冲出现之后，要有一段时间来排除在空间定位时引用的梯度磁场以及噪声等所带来的干扰。若要跳过这段时间（大约几个毫秒）再来采集信号，则恰恰浪费了信号中最强的一部分。同时，90 度脉冲后直接采集 FID 信号，使得数学上的傅立叶变换为不可能，因为理论上积分不能在 $-\infty$ 到 $+\infty$ 之间进行，只能在两个零值之间进行。而采集回波信号，则上述的零值显然是存在的。也就是说，在实际成像技术中，主要是采集回波信号代替了一开始就衰减的 FID 信号。目前成像技术中常用的脉冲序列有：

（一）部分饱和序列（Partial Saturation，PS）

这个序列的组成是 $90°-T_E/2\sim180°-T_E/2$ 回波测量，图 4－13 给出了部分饱和序列与信号的时序图。

其中 T_R 是两个 90 度脉冲之间的时间间隔，即重复时间。T_E 是 90 度与回波之间的时间间隔，称为回波时间。利用部分饱和脉冲序列测得的信号为：

$$S = KPe^{-T_E/T_2}\left(1 - e^{-T_R/T_1}\right)$$

由上式可以看出，信号 S 与质子密度 P，纵向驰豫时间 T_1 和横向驰豫时间 T_2 有关。通常重复时间 T_R 不宜选得太长，信号对 T_1 有明显的依赖性。在成像过程中，通过 T_R 和 T_E 的适当选择，可以得到 T_1 的加权的图像。同样的方法也可得到 T_2 的加权图像。图 4－14 说明 T_R、T_E 的变化决定图像对 T_1、T_2 的依赖性。

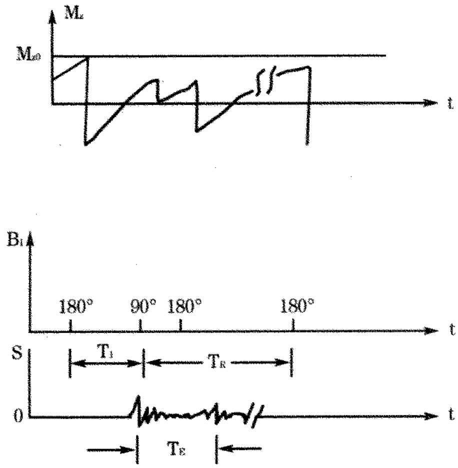


图 4－13　部分饱和序列与信号的时序图

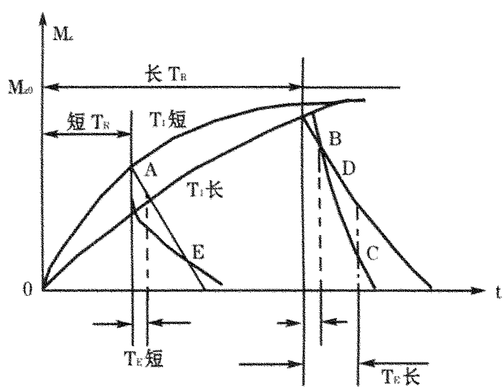


图 4－14　T_R、T_E 的变化决定图侮对 T_1、T_2 的依赖性

若选择短的 T_R 值，例如 T_R 为 400～600ms，这时 Mz 经 90 度脉冲之后，并没有接近最大值 M_{z0}，M_z 与 T_1 值大小关系密切，即 T_1 短的与 T_1 长的两组织之间的 M_z 差别十分明显。若同时配合尽量短的 T_E 值，例如 $T_E = 20～30$ms，就会得到 T_1 的加

权图像，如图 4－17 中的 A 点。因为这时随着 T_E 的增加，曲线尚未经过交叉点 E，因而这时 T_2 的影响没有显示出来。若选择长的 T_R 值，例如 $T_R = 2000ms$ 那么由于 90 度脉冲之后的 M_Z 分量已经充分接近平衡时的最大值 M_{Z0}，这时 T_1 的影响已相当微弱。若此时再配合长的 T_E 值，例如 $T_E = 80ms$，如图中 C 点所示。这时 T_2 的影响是显著的，不同的 T_2 值的组织之间的信号差别明显，此时所得到的 T_2 的加权图像。值得注意的是，在 T_E 变化过程中，曲线已经经过交叉点 D，所以得到的图像与 T_1 加权图像其明暗灰度恰好相反。若选择长的 T_R 值和短的 T_E 值，则 T_1 和 T_2 的影响这时都将被削弱，此时图像的对比度主要由质子密度 P 来决定，即得到 P 加权的图像。

（二）自旋回波（Spin Echo，SE）序列

对于上面所述讲的 PS 脉冲序列，因为只有一个回波，因此成像时间比较短，这是它的优点。但是一个序列只能成一幅图像不能满足临床上的要求，在医学诊断中经常要在一个层面上能呈现多幅图像，以便对 T_1、T_2 和 P 依赖程度不同的组织图像进行比较，这便是自旋回波序列的优点。虽然这种自旋回波序列的 T_R 进时间较长，使成像时间拉长，但是一次自旋回波序列即可在一个层面上得到多幅图像，这一点在临床上具有重大的价值，故被广泛采用。图 4－15 给出了自旋回波序列及回波信号。其所得信号为

$$S = KP_e^{-T_E/T_2}\left(1 - 2e^{-(T_R - T_E/2)}/t_1 + e^{-T_R/T_1}\right)$$

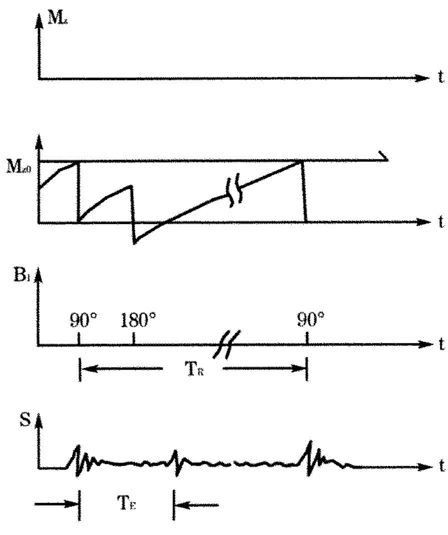
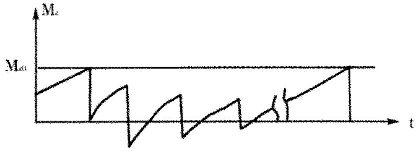


图 4－15　自旋回波序列和回波信号示意图

其中 K 为与仪器性能有关的常数，P 为质子密度，T_E 为回波时间，T_R 为重复时间，T_1 和 T_2 分别为纵向和横向驰豫时间。这里回波时间可以根据操作者的意愿



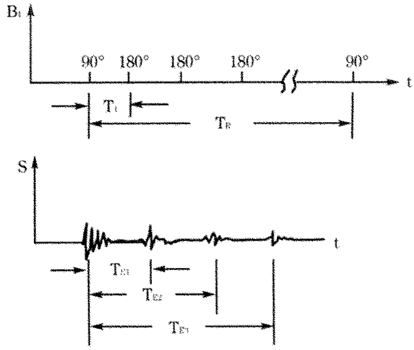


图 4－16　反转恢复序列及回波信号示意图

和 TR 长短来决定，例如可以选择回波等值递增，例如 $T_{E1}=20ms$，$T_E=40ms$，$T_{E3}=60ms$ 等，也可以任意选择，例如 20ms，60ms，160ms 等。例如某自旋回波序列，$T_R=2000ms$，四个回波时间分别为 30ms，60ms 和 120ms 四幅图像和第一幅对 P、T_1 依赖性较强。随着 T_E 值增加，T_1 对图像的对比度。随着 T_E 值的增加，T_1 对图像的对比度的影响逐渐下降，而 T_2 的作用逐渐上升，第四幅就是 T_2 加权图像。由于四幅图像分别突出了组织因 T_1 及 T_2 的差别而显示的对比度，这给临床诊断带来了很大方便。因为有些病变在 T_1 加权的图像上不明显，而在 T_2 加权的图像就可能显示出来。

（三）反转恢复序列（Inversion Recovery，IR）

反转恢复脉冲序列的组成是 180°－T_1－90°－180°回波测量。与波谱理论的区别在于 90 度脉冲之后再加一个 180°脉冲，以便得到所需要的回波信号。反转恢复序列及回波如图 4－16 所示。

采用反转恢复脉冲序列所得信号为

$$S=KPe^{-T_E/T_2}\left(1-2e^{-T_I/T_1}+e^{-T_R/T_1}\right)$$

式中：K 为仪器有关的常数，P 为质子密度，T_E 为回波时间，T_R 为重复时间，T_1 为反转过程时间，T_1 和 T_2 分别为纵向和横向驰豫时间。在通常情况下，采用反转恢复序列 IR 时只能得到一个回波信号，因此在同一层面上一次只能得一幅图像。

由于反转过程中需要较长的时间，一般 T_1 为几百毫秒，故 I_R 脉冲序列的成像时间较部分饱和序列 PS 要长一些。但在临床上采用 m 脉冲序列可以得到比采用 PS 序列对 T_1 依赖性更强的图像。这对临床上观察诊断许多涉及 T_1 增长的肿瘤很有意义。

四、梯度磁场和图像重建

上面所介绍的核磁共振信号是在 B_0、B_1 的作用下产生的，所收到的信号来自整个被激励的组织，并没有把核磁共振信号按空间分布区分开来。为了达到成像的目的，必须把收集到信号进行空间定位。也就是说，为了准确地确定受检组织的质子密度等参数，确定信号的空间位置，必须对空间进行编码，其方法就是设置梯度磁场。所谓梯度磁场就是磁场强度呈梯度式的变化。因为磁场强度越强，原子核的旋进运动越快，而共振频率正比于磁场强度。如能将磁场强度按一定方向有规律地进行变化，则在相应的空间位置上的原子核也会以不同的速度进行旋进运动。借助于梯度磁场各种不同位置的分布，就可以测得各个位置各种组织器官的核磁场共振信号。实际上，为了让各像无体积的质子有自己特有的共振频率和状态，只要在 B_0 上迭加不同方向的均匀变化的梯度磁场就能达到这一要求。通常梯度磁场属于弱磁场，通常采用脉冲形式，所以又称为梯度脉冲。图 4－17 给出了梯度磁场的形式原理图，这里，在 Z 方向梯度磁场的形式示意图中，恒定磁场取 Z 方向，沿 Z 方向设置两平面的环形线圈，并且与 Z 轴垂直，其中通以方向相反的电流。这样就在 Z 轴方向上得到一相梯度磁场 GZ，而在 Z 方向的总磁场即为 B_0 和 Bgz 的叠加。也就是说，总磁场 $B = B_0 + Bgz$。

同理，在 Y 轴方向上也可以加一个梯度磁场 Bgy。这里采用两对马鞍形通电线圈，电流方向如图中所示。这样一来，沿 Y 方向的梯度磁场是由大到小，Y 方向上总磁场为 $B = B_0 + Bgy$。同样的道理，要想得到 X 方向的梯度磁场 Bgx，只要把 Y 轴方向的两对马鞍形线圈转 90 度即可得到 X 方向总磁场均为 $B = B_0 + Bgx$。

在成像过程中，必须选择一个成像层面，为此要在垂直于这个层面的方向上施加一个梯度场，然后再以一定频率的射频脉冲进行激励，于是人体组织中某一层面内就发生拉莫尔运动频率与射频相同的共振。这样一来，就完成了层面位置的选择。通常层面的厚度决定于梯度场的梯度大小和射频脉冲的带宽。如图 4－18－1 所示。这里，当梯度场强一定时，射频脉冲的带宽增大，则层厚亦增加，即 $\triangle T_B > \triangle T_A$；当射频脉冲带宽（△W）一定时，高梯度磁场强（直线 A）对应于厚度为 △IA，而当梯度场强减小时（直线 B），则层厚增加到 $\triangle I_B$，如图 4－18－2 所示，也就是说，当减小射频脉冲带宽和增加梯度场强时，层厚都将减小。目前能达到的最大梯度是 1Gauss/cm，常用的层面厚度一般不小于 2～3mm。

通常在静磁场中，人体组织接收射频磁场和梯度磁场的扫描，进行一系列的容

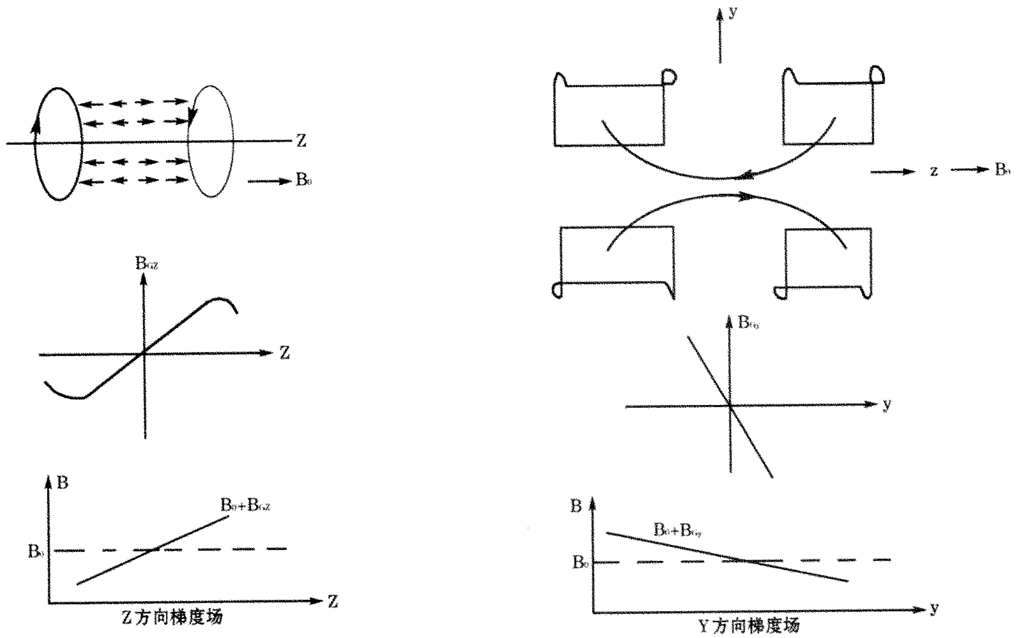


图 4－17　梯度磁场的形成示意图

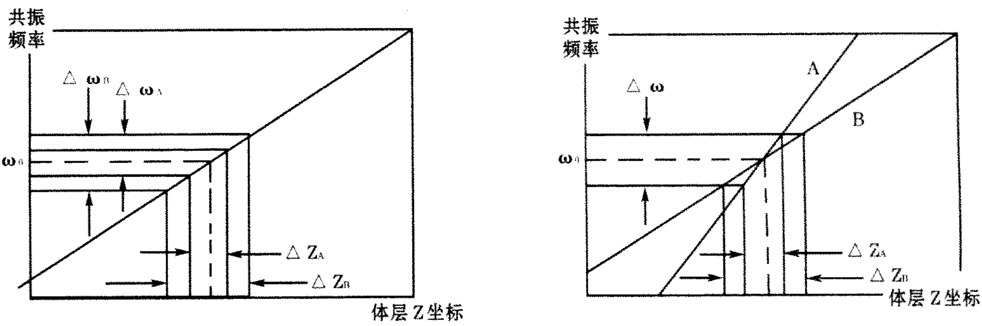


图 4－18　梯度场强和带宽对层厚的影响

积单元的测量，并且从被查体的大区域寄存核磁共振信号，然后再通过放大、A/D 转换，用高速计算机处理，经快速傅立叶变换，解读出既定的各个层面上所得到的信息，例如质子密度、驰豫时间 T_1、T_2 等。再经 D/A 转换，利用窗口技术、灰度级的换算，变成视频信号，即可以在监视器上显示出核磁共振图像。当然可以重建扫描区内的信息层面的图像。值得注意的是，与 XCT 不同，核磁共振成像法可同时得到来自线圈内所有空间的被检的人体组织的信息。因此，核磁共振的成像方法很多，但有一个共同的特点，即磁场的分布与空间位置是一一对应的，使被检的人体组织中不同位置的质子以不同的拉莫尔频率共振。通常采用的投影重建方法，其方

法步聚与 XCT 相似，只是以频率空间信号代替 XCT 的衰减系数投影剖面。与 XCT 的处理步聚一样，为了消除简单的反投影所引起的重建图像模糊的缺点，选择适当的滤波函数对投影信号进行卷积，这样即可得到清晰的图像；另一种常用的重建图像的方法是傅立叶重建图像，这种方法的测量比上述投影法更加准确，所以重建图像质量大为提高，这种方法是在 Y 轴上施加一个脉冲梯度场，让其逐渐地改变不同区域内质子的自旋相位，从而实现相位编码。而图像的层面选择和 X 轴上施加梯度场进行频率编码的原理与投影法基本相似，不同的一点是采用改变 Y 轴上梯度场的梯度值来得到每次在 XY 轴上的投影值，而不再使梯度方向围绕被检的人体组织进行旋转。在层面选择时，层面内的质子都以相同的频率产生共振，其相位也基本一致。接着再施加 Y 轴上的梯度场。当梯度脉冲作用后，经过一段时间将出现磁场强度大的地方比磁场强度小的地方其质子运动在相位上要超前一些，这就起到了所谓相位编码的作用。与此同时，再在 X 轴上加梯度脉冲 GX 进行频率编码。值得注意的是，进行相位编码和频率编码的过程，实质上就是把被检的人体组织的质子按不同方位（以体元为单位），以运动相位和共振频率不同来加以标记。这里所采集的每一信号实际上是共振的质子群所产生的 FID 信号按不同频率迭加在一起的投影值，其中每一个投影值又具有其特有的起始相位。而当 Y 轴的梯度值逐渐增大时，则相当于把不同的周期正弦波迭加到这一排体积元上，从而完成了在 Y 轴方向上的相位编码。这里应该注意，Y 轴上相位编码梯度 GY 每改变一次，就在 GX 作用下采集一次信号。例如，X 方向每次采集 256 点信号（记为 $N_x = 256$），那么，同样的 CY 值也改变 256 次（记为 $NY = 256$）。这样一来，FID 采集矩阵就是 256×256，再经计算机处理就可得到被检人休互助织上每个体积元的信号。为此必须进行两次傅立叶变换，即第一次是按频率进行译码，第二次便是在垂直方向上对信号进行相位译码，从而获得信号的空间分布并构成图像。若采用多层面技术，即在两次信号采集之间的时间内，再回来激励下一层面，这样可同时得到多层面图像。值的指出的是，采用傅立叶变换成图像方法在其图像数据采集过程中，在技术上始终要求两个梯度场之间总是保持 90 度，因此在计算机中对磁场的不均匀性可得到校正，从而克服了因磁场不均匀而造成的误差，使得测量数据准确，能得到清晰的图像。实际上，三维图像可利用 3DFT 的方法获取，即将二维矩阵并列起来组成一个三维矩阵，然后逐步地对这个矩阵进行傅立叶变换，就可组成一幅三维的图像。一般一个三维矩阵的采集时间是 2DFT 方法采集时间的 N_z 倍。若 $N_z = 128$，$N_y = 128$，当 $T_r = 1s$ 时，矩阵采集时间将超过 4.5h。显然，提高成像速度是进一步发展核磁共振 NMB 成像技术的重要问题之一。这样做，一方面是为提高临床检查效率；另一方面是为减少检查中由于病人忍耐不住的活动以及肌肉不能控制的运动而引起的图像模糊。虽然人们可通过生理门控电路的控制，使图像模糊得到很大改善，减弱了呼吸和心跳运动所带来的影响，但发展快速成像技术仍然具有广阔的前景和临床上的迫切期望，目前快速成像技术已经得到临床应用。

第三节　核磁共振成像设备的组成

核磁共振成像设备，其外观与 XCT 比较类似，但其结构组成及其探测系统等完全不同。一般 MRI 的结构由三部分组成，如图 4－19 所示。MRI 包括核磁场系统、核磁共振系统和图像重建系统。磁场系统包括主静磁场和梯度磁场。其中主磁场要求磁场强度大、均匀度高。主磁场产生磁场 B_0，而梯度磁场产生 Bgx、Bgy 和 Bgz。通常人们根据主磁场构成的方式，将 MRI 分为成三种类型，即永磁型、电磁型和超导型。其中永磁型结构简单、使用和维修都比较方便，不需要大量电力和复杂的附属设备，但由于产生主磁场的磁体是由多块永磁材料组成，其加工精度要求较高，而且体积庞大，一般磁场强度能达到 0.3T。电磁型的磁场强度可达 0.15～0.20T，均匀性能满足成像的基本要求，是常用的一种磁体。其缺点是耗电量大，场强的均匀性难以再作进一步的提高，故影响图像质量的进一步提高。超导型的场强、均匀性和耗电量等都超过电磁型。它的场强可高达 2.0T，具有成像清晰的特点，可以做高分辨显示，具有重要的临床和科研价值，但造价高、设备复杂，需要较强的工程技术人员进行维护。MRI 的梯度磁场要求可控，并具有高的线性度，它是磁体系统的重要组成部分。因为在成像过程中要利用梯度磁场完成空间编码，进行空间定位。核磁共振部分包括高频线圈和发射、接收装置，用以实现对被检的人体组织施加高频磁场和接收核磁共振信号，然后通过接口与计算机联接，从而完成图像重建，在显示屏上显示出各种断层像。有时人们根据主磁场强度将核磁共振成像 MBI 设备区分为四种类型，即：

·超低磁场核磁共振成像设备：0.02T

·低磁场核磁共振成像设备：0.2～0.3T

·中磁场核磁共振成像设备：0.5～1.0T

·高磁场核磁共振成像设备：1.0～2.0T

通常低强度磁场的核磁共振成像设备的对比度分辨率较好，但磁场弱，其空间分辨率较低。而高强度的磁场共振成像设备的空间分辨率高，但图像的对比度分辨率较低。对于中强度磁场的共振成像设备各项性能介于前面两者之间，表 4－2 给出了四种类型核磁共振成像设备的性能比较，供读者参考。

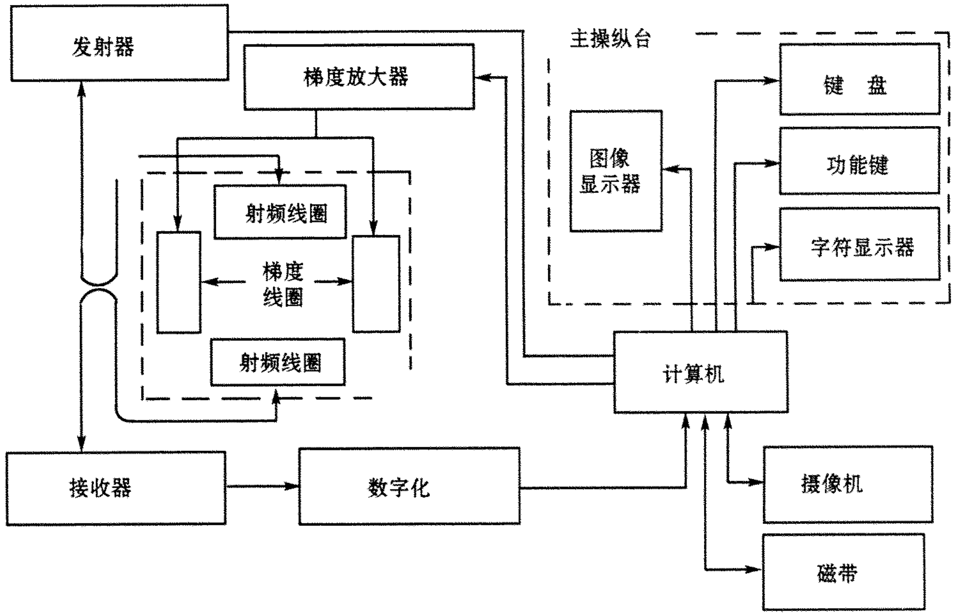


图 4－19　MBI 原理方框图

表 4－2　　　　四种类型 MRI 的比较

性能＼磁体和场强	超导型 高磁场 1.0～2.0T	超导型 永磁型 中磁场 0.3～0.5T	常导型 永磁型 低磁场 0.2T	常导型 超低磁场 0.02T
层面厚度变薄	容易实现	较易	有困难	困难
频谱分析	能够实现	较好	一般	较差
图采质量	优良	较好	一般	较差
扫描时间	短	中	长	长

下面介绍一下核磁共振成像设备的详细组成。

一、磁体部分

磁体是磁共振成像设备的核心部分，它提供一个具有一定场强的均匀稳定的静磁场。磁体性能的优势取决于其磁场的均匀度、稳定度和磁场强度。对于永磁式的磁体是由许多块永久磁铁组合成一个大型的永久磁铁块，用以产生巨大的垂直磁场 B_0，安装时要有严格的要求才能保证主磁场的均匀度。要求在 30cm 的口径之内，其磁场的均匀度小于 6ppm。例如 FON－AR 公司生产的 3000 型磁共振成像设备，其

中永久磁体就是由多块永久磁铁装配而成。这种磁体的优点是能保证射频线圈和主磁场垂直，工作时可选用螺旋式表面线圈，以增大射频场强，增大信号噪比，获得清晰图像。永磁体不用液氦液氮冷却，也无逸散磁场，安装场地小，安装条件宽松，使用寿命较长。永磁体的场强一般只能达到 0.3T，而且磁场的均匀度受到一定的限制，其稳定度受环境的影响较大。

常导型磁体也称作阻抗型磁体，由于这种磁体是在筒型电磁铁上绕以常规漆包线，漆包线有一定的阻值，并且受温度的影响，所以这种磁体的磁场强度想通过增多线圈匝数、增大电流内的方法受到一定的限制，即使采用大量冷水给予循环冷却，其磁场强度也只能达到 0.3T 以下。实际上，这种磁体只能用于成像，不能进行生化分析，这就限制了它的进一步推广和应用。

超导型磁体是利用超导现象产生一个稳定的均匀的静磁场。超导磁体结构复杂，它是用特制的多股铌钛合金导线绕制产生静磁场的线圈，导线要求粗细均匀、绕制整齐然后再将超导线圈放入一个特别的巨大容器中，这个容器具有专门的氦氮态冷却系统。由于线圈是采用超导材料制成，故在相应的低温条件下，将呈现超导现象，可允许通过非常大的电流而耗电极小，一般 2T 的稳定均匀的磁场强度在超导条件下很易实现。所以这种超导型磁体是目前最先进的设备。利用超导磁体所构成的磁共振成像设备能够进行单核成像（即氢核密度像），也可进行人体组织的多核成像，例如人体组织的钠核密度像，磁核密度像和钾核密度像等。同时这种超导设备还能对人体组织进行功能性诊断和生理生化分析，这也是采用超导磁体后所带来的成果。

二、梯度线圈射频线圈和表面线圈

图 4－20 给出了梯度线圈和射频线圈的结构示意图。

梯度线圈是由三组线圈组成，分别置于主磁体的 X、Y 和 Z 三个方向上，产生的梯度磁场均互相垂直，即 GX、GY 和 GZ。梯度磁场要求可控，即提供的梯度磁场是一个人为控制的时变磁场，它具有很高的线性度，利用梯度线圈进行空间位置编码，以便准确地获得三维空间信息，得到二维或三维图像。实际上人们依靠在 X、Y 和 Z 三个方向上的梯度线圈中的电流复合，从而得到任意的倾斜梯度。这样一来，人们就可以利用可控的梯度磁场获得每个空间位置的任意倾斜面的层面像。

射频线圈亦称射频脉冲线圈，要求它所产生的射频磁场要与主磁体产生的静磁场 B_0 正交。射频（RF）信号的频率 W 应符合拉莫尔频率 W。即 $W_0 = rB_0$。射频磁场给被检的人体组织以能量，使人体组织的宏观化向量 M_0 旋转一定的角度，从而有利于人们提取核磁共振信号。实际上，人们利用计算机进行自动调节，使发射的射频脉冲频率与静磁场的磁场强度 B_0 相匹配，以便使原子核接收射频能量而产生共振，获取共振信号。

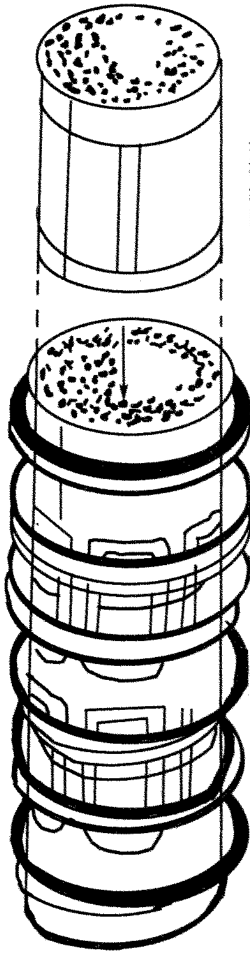


图 4－20　梯度线圈和射频线圈示意图

表面线圈是为了提高小容积的图像质量而采取的一种措施。利用表面线圈能够清晰地显示出局部组织的解剖细节和生理生化功能。常用的表面线圈有头部的、胸部的、腹部的和其他特殊形状的线圈，将这些表面线圈根据临床诊断上的需要置于相应的人体组织部位，由于表面线圈紧紧地贴近人体组织表面，故大大地提高了信噪比，也提高了最佳信号定位，为获取清晰图像提供了条件。

三、检测系统

检测系统包括接收线圈、匹配网络、前置放大、正交鉴相和 A/D 转换等环节，用于检出 NMR 信号并经过必要的数字化处理，送入计算机。

四、图像重建系统和显示部分

图像系统和显示部分包括阵列处理器，用以检出的 NMR 信号进行处理存储，利用计算机重建图像。也就是说，计算机系统收集经 MD 转换后的 NMR 信号，并进行修正处理，再进行图像重建，最后进行显示。重建后的图像数据通过图像存储用的大容量磁盘向显示器控制台输送，其他图像的存储，通常采用软磁盘。在图像显示时，还可采用彩色电视监控器显示，可用不同色彩同时显示氢核密度 P、T_1、T_2 的分布图像。便于临床诊断。

五、控制台、电源柜和致冷系统

控制台包括主控制台和诊断用控制台。设有各种键盘、跟踪球、光笔和调节窗口等，并有各种扫描和重建各种图像的功能。

电源柜包括带屏蔽的电源变压器，产生主磁体的稳压流大功率直流电源。射频脉冲电源，供给 X、Y 和 Z 梯度线圈的电源，供给辅助磁场的电源及其他电源。

致冷系统分为液氦致冷系统和水冷系统。

六、其　他

诊断床要求用非磁性材料做成。诊断床可由控制器控制其台板作平移或升降运动，也可作手动操作。

第四节　各种磁场和噪声对 MRI 图像质量的影响

磁共振成像设备中，其磁体部分共包括主磁场 B_0、射频磁场 B_1 和梯度磁场 GX、GY、GZ。这些磁场的强度、均匀性、稳定度和噪声等对图像质量起着决定性影响。

一、主磁场 B_0 的强度的选择，是目前评价各种 MRI 设备正在争议的问题之一

通常认为增强磁场强度可以提高图像的信噪比和分辨率，加快成像速度；另一种意见则认为选取 0.05 ~ 0.06T 的场强对于成像效果和病理要求是最合适。若取

0.15～0.20T时，由于人体集肤效应等原因所得效果反击不全，但可采取一些措施给予补偿。目前Bo值取值在0.5～2.0T为大多数，其中永磁体一般不超过0.3T，常导体不超过0.5T，导体可做到大于2T，但以选取2T为最佳，以便进行频谱分析。

自进入20世纪90年代以来，介入治疗技术急需低磁场的磁共振设备，也只有低场强的磁共振设备才能满足介入治疗技术的进一步开展，故近十几年来低场强的磁共振设备得到了快速发展。

B_0的均匀度是一个重要的技术指标。一般磁共振成像设备允许B_0的不均匀性不得超过十几个ppm。因为空间定位是通过在均匀的B_0上迭加一个线性变化的梯度磁场进行空间编码的，若B_0的均匀度下降，则迭加以后所得的合成磁场的线性下降。这样一来所得到的空间定位必然不准确，严重时必然出现混乱，图像也就模糊不清。同样的道理，B_0的对时间的稳定性要求较高，不允许有较大的波动，对于永磁体和常导体要求小于5ppm，而超导体小于0.1 ppm。

二、梯度磁场的影响

为了提高分辨力，降低成像层面的厚度，可通过提高场强度来实现。因为梯度场强度的大小是决定最佳分辨率的一个重要因素。由下面公式：

$$\triangle F = \left(\frac{r}{2\pi}\right) \cdot Gxmax \cdot \triangle XminNx$$

式中：△F表示图像的频宽，当成像设备一定时，△F是一个固定的数值；△Xmin是可分辨的像元的最小线度，通常称△Xmin为分辨率。△Xmin越小，即其分辨率越高，Nx为在X方向每次采集信号的点数；Gxmax是在X方向梯度磁场的最大值。

对于质子成像，是X方向梯度场的最大值，目前能做到1GS/cm。假定△F＝30kHz，Nx＝256，Gxmax＝1Gs/cm，则△Xmin＜0.3mm。这就告诉人们，欲观察线度小于0.3mm的图像和细节是不可能的。

考虑到成像的速度，梯度脉冲的上升时间也是一个重要的指标，一般要求上升时间小于1ms。因为越是短的脉冲序列，就越需要快速的梯度变化。这是由于梯度场每变换一次数值，线圈内的电流的大小和方向都要改善一次。对于二维傅氏变换，若每幅图像采集时，NY＝256，每个脉冲序列激励4次，那么梯度值就得变化1024次。这说明梯度场的电流建立并非瞬时完成，它需要一定的时间，其脉冲上升时间愈短愈好。对于梯度场的线性度一般要求线性误差＜5%，否则将会影响空间定位，降低图像的清晰度。

三、射频磁场的影响

射频磁场 B_1 的功率发射是关系到图像质量优劣的一项重要指标。因为信噪比 S/N 与射频磁场强度成正比。一般的成像设备其功率发射可达几个千瓦，例如对 1.0～2.0T 的磁共振成像设备，其发射功率可达 10～15kW 左右，这相当于一个大型电视发射台所发射的功率。通常射频磁场是在两个互相垂直的鞍形线圈内通以相位相反的正弦电流，利用迭加原理而得到一个交变的线性磁场。根据向量原理这个交变磁场可分解为旋转速度相同，方向相反，幅度减半的两个分量。其中一个分量的方向和转速都与 B_0 作用下的拉莫尔运动同步；另一分量在相互作用过程中不起作用。整个 B_1 的发射是由一个计算机进行程序控制，用以控制射频脉冲的频带宽度，持续时间、幅度、相位和激励脉冲序列的类型等。一般射频磁场虽然功率较大，但对被检的人体组织作用时间很短，被检的人体组织所吸收的电磁能量很低，一般只有几瓦左右，临床实践表明对人体无害。

四、噪声的影响

因为信号对背景噪声之比是评价图像质量优劣的重要指标。NMR－CT 与 XCT 成像不同，其信噪比不能简单地通过增加幅强度来改善。理论分析指出，增加静磁场强度可以增加信噪比，若磁场强度增加一倍，则信噪比增加 3～4 倍，因为 $\frac{S}{N} \infty B_0^{T/4}$ 临床实践证明，人体组织是噪声的主要来源，这可通过信号叠加平均处理来改善图像质量，消除噪声的影响。

第五节　核磁共振成像设备的安装和临床应用

一、核磁共振成像设备的安装要求

（一）电源设备

设备有稳定电源装置，电源电压的波动不得超过 10%，频率变化不得超过 5%，电流的功率视机型而定。一般要求为三相 380V，50Hz，100kW（包括水冷、空调）。

（二）环境条件

温度和湿度会直接影响磁场的稳定度，因而增加空调和排气设备是必不可少

的。计算机室的一般温度要求在 25 度左右，扫描机房也要有相应温度要求，一般要求在 24～28 度。同时要求相对湿度在 50%左右。对于超导型成像设备，由于室内存在液氦、液氮蒸发气体，因此更要有良好的通风排气设备。

（三）屏蔽要求

由于 MRI 存在有强大的静磁场，对于常导型和超导型的其逸散磁场较大，同时还存在功率较大的射频和梯度磁场，为了避免 MRI 对周围设备的影响，同时也为了避免周围电子设备对 MRI 的影响，必须要加以严格的屏蔽。包括门、观察窗和周围墙壁都要加以屏蔽。对于永磁式核磁共振设备不存在逸散磁场，在安装场地的要求上比超导型的要简单的多，但是对磁屏蔽和射频脉冲的屏蔽是必要的。另外，在扫描机房内不得放有磁性材料物件，而用钢制材料代替。屏蔽的接地电阻一般要小于 100Ω。

（四）水冷设备

282MJ/h（循环式水冷设备、致冷设备、冷却塔）。

（五）安装平面

标准值 84m^2，诊断室 37.5m^2，机械室 15m^2，控制室 12m^2，操作室 19.5m^2。

（六）其他

诊断床负荷：最大 1t/m^2

搬入口：1.6m（宽），2m（高）

顶棚高度：诊断室 3m，其他室 2.5m

二、MRI 的临床应用

由于核磁共振成像原理不同于 XCT，核磁共振成像技术可依据人体组织的质子密度信息成像，实现解剖形态学诊断；而且在人体组织上出现变化以前，可由所获得的生理、生化信息检查病变，发现人体生理和生化上的早期变异，从而改变了只由病理解剖显示疾病的传统诊断观念。这一点是目前引起广大医护人员重视的主要因素，例如，利用 NMR－CT 可对肿瘤进行早期检查，并能追踪观察癌患者的病程变化和治疗效果，很受广大医护人员和患者的欢迎。下面简要地介绍一下核磁共振成像技术在诊断上的应用。

（一）颅脑部位

利用 NMR－CT 的颅脑图像可以清晰地鉴别出脑灰质和白质，可以清晰地区分开其间的细微差别。对于脱髓鞘引起的各种神经性疾病的诊断，以及婴儿脑中髓鞘形成迟缓而影响脑发育的研究都具有重要意义。临床上利用 NMR－CT 可显示颅内病变对脑室系统造成的位移和畸变，对多发性脑血管硬化症的诊断也优于 XCT。利

用 T_1 可精确地测定脑垂体的体积，位置和形状，有利于为局部手术垂体切除作好准备。另外，MRI 的图像不受骨骼影响，因而在听觉神经瘤的诊断图像中可以显示出小的内部管道瘤。MRI 还可以对失状断层直接显示脑后窝和脑脊椎，这也是 XCT 难以做到的，故核磁共振成像技术在脑检查方面所发挥的作用已大大超过 XCT。

（二）胸部成像

MRI 可使心脏成像，能显示出心肌，左右心室腔。若通过静脉注射造影剂，能够识别出急性心肌梗塞。利用核磁共振成像技术可分清纵隔和肺门血管解剖部位，区分出肺门块状病变等。另外，对肺水肿、肺瘤、肺栓塞，以及胸腔脓液和积液等的识别也很适用。

（三）腹部成像

利用腹部成像能清楚地显示肾皮质和肾髓质及完整的泌尿系统，有利于诊断尿回流，肾静脉栓塞，肾上腺疾病鉴别等。利用超声扫描和放射性核素检查更为灵敏。由于磁共振成像技术对软组织成像特别清晰，同时依据人体每个脏器都有不同的 T_1 值范围，例如瘤或炎性病变均使 T_1 值增加，故有利于肝、胰、胆和肾病的诊断。

（四）盆腔成像

利用盆腔的磁共振成像可以显示出盆腔内的主要软组织结构，从其密度可区分出骨骼和膀胱、前列腺和直肠，囊性或实性卵巢肿瘤，可以检查前列腺肥大和精囊肿瘤，同时也是目前唯一能无损检查海棉体的方法。在产科方面，磁共振成像可以对 10 周的孕妇明确鉴定出胎盘和胎儿；对妊娠 16 ~ 18 周的孕妇可清楚地分辨出胎头和胎体，20 周可显示出胎儿整体；另外磁共振成像技术能直接显示椎间盘，能从脊椎的矢状面剖视图，可将髓核从其周围和纤维环中区分开来，有利于椎间盘突出诊断和矫形外科应用。MRI 还可以显示骨髓分布像，有利于临床诊断血液病和骨髓肿瘤病灶，有利于选择骨髓穿刺部位，观察骨髓走向，对诊断肿瘤病与外伤性骨髓病很有价值。

（五）血管和血流成像

临床上利用 MRI 测定血流。若血流流动快时，一般不显像；当血管出现栓塞而使血液受阻出现封闭时，便可显像。另外，利用其图像还能确诊脑的动、静脉是否畸形。

值得注意的是，MRI 成像技术不适于人体体内植有金属异物的患者，例如装有起博器的患者不适于进行这种检查，否则强磁场和高频电信号的干扰会导致起博器工作异常，而出现严重后果。

总之，MRI 成像技术不仅能显示质子密度像，还可以建立 T_1、T_2 的加权像；不仅能显示单核像，还可以显示多核像。它能显示 XCT 无法显示的病变，能根据所显示的生理生化信息，诊断病变的发展情况，能作出预诊。因而，MRI 成像技术具有重要的开拓价值，很受广大医护人员和患者的欢迎。

第五章　听力检查仪器

为了正确地估计听力损失的大小和性质，一般要进行听力检查。一般检查的方法有：一般听力检查、听阈检查、阈上听力检查、儿童听力检查、声阻抗检查、语言检查和电反应检查。

在临床上，一般不能依靠一种方法的检查来诊断耳聋，需要多种方法相互配合，并结合临床表现进行全面地分析才能做出准确的诊断。下面分别介绍目前常用的听力检查方法。

第一节　听力检查常用术语的基础知识

一般听力检查经常要用分贝（dB）、声压级（SPL）、听觉级（HL）和感觉级（SL）等术语。

一、分贝（dB）

分贝（dB）是声强的计量单位，分贝的定义是两个声强比值的对数，即

$$分贝数 = 10\lg\frac{I}{I_0}$$

式中：I_0 为国际上规定的测定声强的比较标准，取 $I_0 = 10^{-12}W \cdot m^{-2}$；

一般若声强 I 为 $10^{-12}W \cdot m^{-2}$的最轻音，即为 0dB。通常谈话声的声强为 $10^{-6} \sim 10^{-5}W/m^2$，其声强级为 60～70dB。

二、声压级（SPL）

实际上测量声强比较困难，通常都是测出声压，然后利用声强与声压的平方成正比的关系，可以改用声压表示声音强弱的级别，这种级别叫做声压级（sound pressure level，SPL），即

$$SPL = 20\lg\frac{P}{P_0}$$

式中：P_0 为标准参考声压，取 $P_0 = 210^{-5} N \cdot m^{-2}$。一般能够听到的不同声音的声压级见表 5－1。

表 5－1　　不同声音的声压级

声音	分贝声压级
微风吹动树叶	20
耳语	30
大声喊话	90
雷鸣	120
痛阈	140

通常听力计的掩蔽噪声均采用声压级表示。

三、听觉级（HL）

一般正常耳对低音和高音的敏感性不同，听力计检查的音调常用听觉级（heating level，HL）表示，而不用声压级表示，按照现行标准，正常耳不加掩蔽听见 125Hz 音调比听见 1kHz 所需声压级要高 39dB。因为正常耳不加掩蔽刚能听到刺激时，不管哪个频率在刻度盘上的读数都应为 0dB，才能合乎要求。按照这一要求，听力计的设计补偿了随频率而变化的听觉灵敏度上的差别。

人们将 0dB 听觉级安在衰减器的刻度盘上，每当转动频率选择刻度盘挑选不同的测试频率时，由听力计发出的声压就会自动改变。表 11—2 给出了每个频率达到 0dB 听觉级所需的分贝声压级。

表 5－2　　不同频率达到 0dB 听觉级所需的分贝声压级

频率（1h）	所需的分贝声压级
125	45.5
250	24.5
500	11.0
1000	6.5
1 500	6.5
2000	8.5
3000	7.5
4000	9.0
6000	8
8000	9.5

由表 5－2 可以看出 0dB 听觉级对不同的频率有不同的声压，这是因为正常耳听取中频音所需的声压比听取很低或很高频率的音调所需的声压要小。

四、感觉级（SL）

感觉级（sensation level，SL）是表示刺激强度的另一种方法。其参数是指受检查者的听阈。因此，30dB 感觉级就表示比受检者对测试刺激的听阈高 30dB，不论刺激是纯音还是其他声音都是如此。

感觉级这个术语常用于表示语言辨别试验所采用的标准。若一个人的语言感受阈为 40dB 听觉级，在 30dB 感受级做语言辨别试验就得给 70dB 听觉级；若受检查的语言感受阈为 10dB，要符合 30dB 感受级情况，语言辨别试验就得给 40dB 听觉级，即：

语言辨别试验听觉级＝语言感受阈＋感受级分贝数

综上所述，在一般文献资料中所用的“分贝”一词，如果未加注明是声压级或听力级，若为声学计量，例如测试噪声或助听器声增益等，则其所指为声压级，即以 dB（SPL）表示之，而在耳科领域中，如测试听力损失和耳聋轻重分类时，则其所指为听力级，即以 dB（HL）表示之。

第二节　一般听力检查

一、表声检查

首先嘱受检者用手指堵塞对侧外耳道，而检查者立于被检者背后。一手持秒表，将秒表逐渐由远移近被检者的外耳道口，若被检者能在 80～100cm 处听到表声，则属听觉正常；若秒表移近耳廓时仍听不到声音，则表示受检者气导能力为“0”；若被检者听力减退，可用该耳能听到表声的厘米数表示之。再用秒表分别置于额部、颞部及乳突骨处进行骨导听力测试。正常者在这 3 处均能听到表声，若听不到表声，则表示骨导消失，一般属感音性聋。

二、语声检查

一般嘱受检者侧坐或侧立于检查室的一端，身体不要靠墙，令其被测耳朝向测验者，要求受检者用手指堵塞对侧外耳道口，并且闭目。一般语声检查分为耳语检

查和普通语声检查。

（一）耳语检查

要求受检者与检查者保持 6m 距离，在平静的呼吸后开始念字，每字念两遍，然后由受检者重述。如受检者听不清楚，可逐渐向其靠近，直到能听清复诵为止，并记录其距离。一般正常人能听到的间距为 6m 的耳语。

（二）普通语声检查

若受检者只能在很近的距离才能听到耳语，则可进行普通语声检查。检查时，要求相距 12m，用普通谈话声进行测验，和耳语检查方法相似。若受检者听不清，可缩短距离后，再进行测试，直至听清为止，并记下听清后的距离。

一般用受检者能听清语声时的距离与正常人的听距之比的平方来表示受检者的听觉敏度。即

$$听觉敏度 = \frac{受检查者能听清语声时的距离}{正常人的听距}$$

若受检者在 2m 处能听清耳语，则其听觉敏感为 $(\frac{2}{6})^2 = \frac{1}{9}$，即听力的损失为 $1 - \frac{1}{9} = \frac{8}{9}$。

（三）音叉检查

一般听力检查常用的音叉有 C128Hz、$C_1$256Hz、$C_2$5121h、$C_3$1024Hz 和 $C_4$20481h，总共五支。有时还包括 C64 和 $C_5$4096Hz 音叉各一支，用于低频和高频听力的检查。

音叉声强的衰减速度主要取决于敲击力的大小和音叉的质量，也和音叉的频率有关。一般高频音叉的声强衰减速度比低频音叉的声强衰减速度快。高频衰减可达每秒 2～4dB，低频衰减可达每秒 0.25～1dB；若将叉柄接触乳突进行骨导检查时，则其衰减速度还要明显加剧。

一般气导检查常采用 C128 和 $C_1$256 型音叉测验低频听力，$C_4$2048 音叉用来测验高频听力，骨导测验一般采用 $C_1$256 或 $C_2$512 音叉，而不用其他型号音叉。这是因为高频音叉的气导声强比骨导声强大一倍左右，故检查时声音主要由气导听得。检查时要在静室内进行，要用小橡皮锤敲击音叉叉枝顶端约 1/3 处，击力的大小以能使音叉产生最大的震动为准，这样所产生的音响比较均匀。在做气导检查时，应将音叉叉枝上端的震轴（亦称横轴）对准外耳道口，因为震动时音叉周围空气产生正负压力，在音叉的四角由于正负压力的相互抵消而出现所谓“静区”。若将静区对准外耳道口，则几乎听不到音响，将出现人为的听觉不良，故该区亦称为“聋点”。一般在做气导检查时，音叉和外耳道口的距离以 2cm 为宜。在做骨导检查时，应将叉柄底端置于乳突部，即耳道口后上方的微凹处，凹处的深部即为鼓窦。检查时，

音叉每次放置的位置和压力应尽量一致，同时还要防止交叉听力的影响。这是因为骨导声音从颅骨的一侧传至对侧衰减仅为 2.5 ~ 10dB。因此，即使被测侧感音功能全部消失，而仍然能依靠感音正常（或基本正常）的对侧耳测得一定的骨导听力。这种交叉听力往往会误诊为传音性聋。故在检测气导听力低下的患者时，其对侧必须给予人为的掩蔽噪声。通常用纸片摩擦对称耳廓即可获取掩蔽噪声。

音叉检查的种类较多，现将常用的检查方法分述于后。

1. 气导骨导差值检查（Rinne 氏检查）

一般采用音叉 $C_1$256 或 C128 或 $C_2$512 型音叉进行检查。通常采用阈值比较法，即分别测得气导和骨导的听音时间，将被测的气导和骨导听音时间进行比较。在正常情况下，气导和骨导的比率为 2∶1。测验时，也应防止出现“交叉听力”，必要时亦应采用噪声掩蔽措施。气导骨导差值检查将会出现：阳性、弱阳性、阴性、假阴性、无限阴性和中性 6 种情况，见表 5 – 3。

表 5 – 3　　气导骨导差值检查结果

音叉检查情况	检查结果	听力印象
气导大于骨导	阳性	正常
气导大于骨导，但比正常值弱	弱阳性	感音性聋
气导小于骨导	阴性	传音性聋
对侧耳未掩蔽时，仅有骨导听力	假阴性	重度感音性聋
对侧耳掩蔽时，仅有骨导听力	无限阴性	重度传音性聋
气导和骨导相等	中性	轻度传音性聋

在气导骨导差值检查时，若使用 $C_1$256 音叉检查为阴性，则表示患者有 15dB 或更大的传音性聋。一般用 $C_1$256 音叉做这个检查不够准确，最常用的音叉为 $C_2$512 型。512Hz 音叉的气骨导差值检查的阴性表示有 25 ~ 30dB 或更大的传音性聋。当传音性聋达到或超过 35dB 时，则 1024Hz 音叉的气骨导差值检查亦为阴性。

2. 骨导对比检查（Schwabach 氏检查）

一般采用 $C_1$256 或 $C_2$512 型音叉，比较检查者的正常骨导与被检查者的骨导时程，看其延长或缩短。一般先将击动的音叉置于受检查者的乳突部，待患者听不到声音后，立即将音叉移至检查者的乳突部，若检查者仍能听到声音，则表示患者骨导的时程缩短。若检查者也听不到声音，则表示患者的骨导时程正常或延长，这时应进行相反顺序的检查，即先将音叉置于检查者的乳突部，待听不到声响后，再将音叉移至患者的乳突部，若患者仍能听到声音，则表示患者的骨导延长。在做上述骨导对比检查时，应注意每次检查音叉的压力应尽量保持一致，并注意消除交叉听力的干扰。一般测试结果可能出现 3 种情况：若骨导小于正常值，一般属感音性

聋；若骨导时程大于正常值，一般属传音聋；若骨导时程和正常值相近，则该耳的听力可能正常。除上述骨导检查方法外，临床上还常采用绝对骨导检查，即将正常耳的耳道堵塞造成人为的传音性聋，则其骨导时程必然增长。故检查时令其用手指堵住耳道口，然后测定患耳和正常耳的骨导时程，若患者的骨导时程比正常者明缩短，则属感音性聋。

3．骨导偏向检查（Weber 氏检查）

检查时，一般采用 $C_1$256 或 $C_2$512 型音叉进行检查，首先将击动的音叉置于头颅中线（一般取头颅中线的颅顶或前额最宜），若两耳骨导相等，患者将感到音响位于头颅中央；若一侧为传音性聋，骨导较强，患者将感到音响位于病侧，即骨导偏向病侧；若一侧为感音性聋，骨导减弱，则骨导偏向健侧。

一般骨导偏向检查，将得到 5 种测试结果见表 5－4。

表 5－4　一般骨导偏向检查

检查情况	检查结果
两侧听力相等，感觉音叉位于颅中央，无偏向	两耳正常
一耳听力减退，骨导偏向病耳侧	传音性聋
一耳听力减退，骨导偏向健耳侧	感音性聋
两耳听力减退，骨导偏向听力减退重侧	该侧可能属传音性聋
两耳听力减退，骨导偏向听力减退轻侧	另一侧可能属感音性聋

由表 5－4 可以看出，骨导偏向检查主要适耳用于单侧耳聋，特别是传音性聋。

第三节　电反应测听

电反应测听技术是一种客观测听法，它不受人们的意识所控制。电反应测听法主要是利用由于声刺激所引起的生物电反应，而出现的听觉诱发电位。电反应测听法即记录其听觉诱发电位，然后利用听觉诱发电位检查听觉径路的功能情况。

电反应测听法是 20 世纪 70 年代听力测验中的重大发展。耳蜗电图描记法的应用可单独测得耳蜗功能，且测试过程中对侧耳不须附加掩蔽。蜗神经动作电位的反应阈与其主观听阈很接近，故能客观准确地用于听阈评定，因此在耳科学研究和临床上得到广泛应用。

一、电反应测听法的基本原理

电反应测听主要利用电反应测听装置记录受检者的听觉诱发电位。电反应测听装置主要由八个部分组成，即脉冲发生器、声刺激发生器、叠加器、放大器、带通滤波器、前置放大器、耳机和 X－Y 记录仪。电反应测听装置的原理框图如图 5－1 所示。

电反应测听装置工作时，首先脉冲发生器同时发出 2 个触发信号，一路送至声刺激发生器，另一路送至叠加器，使声刺激发生器和叠加器同步工作。声刺激发生器可以发出宽频带短声、短音或各种持续时间的纯短音，利用耳机将声刺激送至受检耳。当声波经外耳和中耳传到内耳后，从耳蜗到大脑皮层的整个听觉径路中将会发生一系列生物电变化，这时利用记录电极可以成功地从受检者的头皮上记录到脑干听觉诱发电位！再将记录电极所引导的微弱的听觉诱发电位（微伏级）送至前置放大器进行前置放大，再经带通滤波器将高低端不需要的频率滤除，再进行电压放大，然后送至叠加仪进行叠加处理。叠加仪的叠加处理可使听觉诱发电位增强，背景干扰电位减弱，从而提高信/噪比，一般增加迭加次数可不断提高信/噪比，但随着叠加次数的增加，测试时间也势必延长，而受检者很难持续地保持安静，从而影响测试结果，故信/噪比的提高还应采取其他措施，例如采取滤波、伪迹抑制、电屏蔽、减小噪声的振幅、增大有效信号的振幅等均能达到提高信/噪比的目的。一般记录时，可将记录电极的部位尽量靠近耳蜗使其信号振幅增大。另外，可嘱受检者保持安静，这样可消除受检者体内的干扰电（其中以肌电和脑电为主），可根据所要记录的听觉诱发电位的频率特性，设计适当的带通滤波器，将其背景噪声滤掉而仅保留有效信号。再根据背景噪声的振幅比听觉诱发电位大得多的特点。亦可采用伪迹抑制器，即人为地预先为贮存器确定输入信号振幅限度。这样，在叠加过程中，凡是超过信号振幅的干扰电位就不会进入贮存器，从而可将信号与噪声区分开来。这样，微弱的听觉诱发电位经上述技术处理后，背景干扰电位大大减弱，叠加后的听觉诱发电位信号即在显示屏上显示出稳定的图像，再用 X－Y 记录仪（或照相技术）将其图像记录下来供临床分析使用。

二、耳蜗电图（E coch G）描记的基本方法

在无声刺激下，耳蜗内淋巴内存在一个恒定的直流电位（约＋80mV），称为蜗管内电位（简称 EP）。这种静息电位来源于血管纹，对缺氧和有碍氧化代谢的化学因素非常敏感。由于听毛细胞内部存在－60mV 的细胞内静息电位。所以表皮板两侧存在着大约 140mV 的电位差。这是产生耳蜗微音器电位 CM 和增合电位 SP 的基础。这里 CM 和 SP 是内耳毛细胞接受声波刺激而产生的感受器电位，是把机械的声

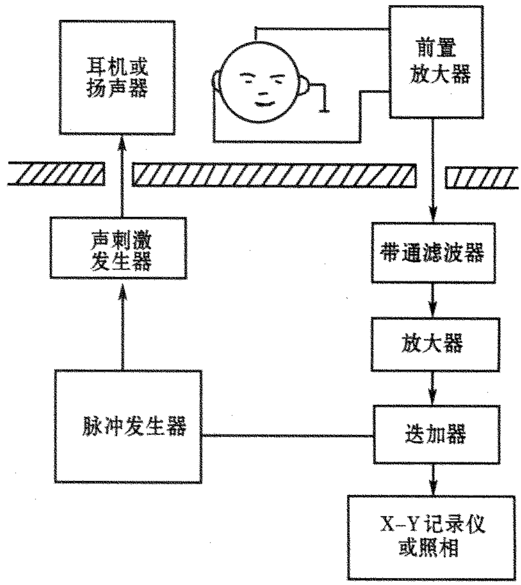


图 5-1　电反应测听装置方框图

能转化为神经系统电冲动的重要换能因素。目前认为 CM 的成因比较清楚，即当声波传入内耳引起基底膜振动时，由于细胞毛的偏位而导致小皮板电阻的改变，该变化调制了从蜗管至毛细胞的漏电流，这就是耳蜗微音器电位 CM 产生的原理。而增合电位 SP 即是声波传入内耳所引起的耳蜗直流电位的变化。在正常情况下，耳蜗电图中的 SP 只是一个很小的负电位，但当内淋巴水肿使基底膜的负荷增大时，将会出现较大的负电位。

耳蜗神经的动作电位 AP 是耳蜗电位中反映末梢听系功能状况的最敏感电位，因此在耳蜗电图中 AP 是一个主要测试项目。

如将微电极插入蜗神经的单条纤维内，则可记录到单条神经纤维的动作电位 AP。它符合全或无定律，每次兴奋后都有 1 毫秒的不应期，因而当用高频声波刺激时，单条蜗神经纤维并不对每个刺激都发生反应。而在耳蜗电图中的 AP 却代表了整个神经动作电位。它是由许多单条神经纤维在行波从耳蜗基底部向顶部运动的过程中放电所产生的复合电位。而当神经冲动进入内耳道时，AP 将达到峰顶。

将电极置于耳蜗内或其附近，由喀喀声（click）刺激，可导出听神经的动作电位（AP）。一般认为是不同听神经纤维的 AP 同步而产生的复合电位 N_1、N_2、N_3……，即用瞬时声诱发的复合动作电位在第一负波（N_1）后面还有清晰的第二负波（N_2）。这是由于具有不同潜伏期的双相的动作电位相加而成的，潜伏期短的动作电位的第二相位部分地抵消了潜伏期较长的动作电位的第一相位，于是形成了幅度较小的 N_2，短潜伏期的动作电位由靠近基底端的听单元（行波时间较短）和内毛细胞

（无髓鞘传入纤维较短）兴奋刺激神经元所产生；长潜伏斯动作电位由近顶周的听单元（行波时间较短）和内毛细胞（无髓鞘传入纤维较短）兴奋刺激神经元所产生；长潜伏期的动作电位由近顶周的听单元（行波时间较长）和外毛细胞（无髓鞘传入神经纤维较长）兴奋刺激神经元所产生。这就是说，N_1 与 N_2 分别反映了耳蜗膈膜上不同部位的听单元（一根听神经纤维及其所属听细胞）功能。

一般听神经动作电位 AP 的振幅随着声刺激间隔时间缩短，即声刺激的重复频率增加时，AP 的振幅减小的现象称为适应。刺激间隔时间愈短，则 AP 的振幅愈小，潜伏期愈长。而且其波形也发生相应的变化，随着声刺激强度的增加，AP 的振幅也相应地增大，潜伏期缩短。如将 AP 的振幅、潜伏期与声刺激强度关系绘成曲线，则得到振幅—声强度和潜伏期—声强度两条函数曲线如图 5－2。这两条函数曲线亦称为输入—输出函数曲线。

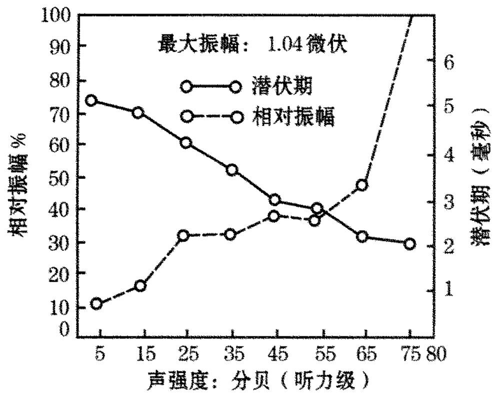


图 5－2　AP 潜伏期和相对振幅（最大振幅的百分数）
——声强度函数曲线
外耳道电极记录，声刺激：短声重复频率 10Hz

在正常的耳蜗电图中，输入—输出函数曲线是由两部分组成，即一部分由强度较低的声刺激所诱发，潜伏期较长，振幅的增长比较缓慢，这一部分亦称曲线的“低部分”。另一部分由强度较高的声刺激（50dB）所诱发，潜伏期短，振幅迅速地增大，这一部分曲线亦称为曲线的“高部分”。在这里，曲线的“低部分”则是由外毛细胞兴奋刺激神经元所产生，而曲线的“高部分”是由内毛细胞兴奋刺激神经元所产生。当声刺激强度增加时，振幅增大，这与更多的神经纤维同步放电有关。但潜伏期缩短则可能与内毛细胞兴奋和基底端听单元的行波时间较短有关。另外，听单元具有两种滤波作用，一种是将声音进行宽频带滤波，其阈值较高；另一种是对声波进行窄频带滤波，其阈值较低。前者称为第一滤波器，后者称为第二滤波器。

（一）耳蜗电图（ECochG）的描记

1. 记录电极的放置

耳蜗电图描记目前多采用鼓岬电极，鼓岬电极一般呈针形，除尖端外，其表面均匀地涂有绝缘物质。放置时，应将鼓岬电极尖端在鼓脐与后鼓环间的鼓膜外刺入鼓室，并使电极与鼓岬粘膜接触，然后用细弹性带固定于外耳。外耳道电极可采用银丝银球或银丝生理盐水棉片，一般放在近鼓环的外耳道底壁。放置电极以前，应将外耳道皮肤用酒精乙醚擦净、脱脂，以减小电极与皮肤之间的接触电阻。一般参考电极置于同侧乳突部，前额正中接地。

通常利用上述鼓岬电极进行描记，由于放置这种电极时必须刺破鼓膜，患者对此往往有较大的顾虑，并且成人需有局麻，儿童需用全麻，这样就给测试带来许多不便。近来又出现了外耳道电极。外耳道电极虽然离蜗窗膜较远，能记录到的电位较小，但利用叠加技术处理，亦可得到有较高信/噪比的信号，得到比较可靠的 AP 记录。另外，外耳道电极的放置基本上是无痛苦的，不需麻醉，且可记录 CM 和 SP，故易于推广。

2. 声刺激

电反应测听一般采用的声刺激有短声、短音或滤波短声和短纯音。目前多采用短声作为描记耳蜗电图的声刺激。

短声产生方法简单易行，一般只要将方波脉冲输入耳机或扬声器即可产生短声，短声具有明确的时间标志，便于计算诱发电位的潜伏期，短声频谱较宽，但其大部分声能集中在高频部分，以兴奋基底周的耳蜗隔膜为主，也就是说，短声刺激可同时刺激大部分听单元，能使许多神经纤维同步放电，故目前多采用短声刺激作为描记耳蜗电图的声刺激。但考虑到短声的频谱较宽，缺乏良好的频率特性，故也有人主张采用滤波短声和短纯音作为描记耳蜗电图的声刺激。如用短纯音作声刺激，则描记时需要增加一个声刺激相位交替更换的装置，以便抵消微音器电位和刺激伪迹，使记录到的听神经动作电位十分清楚。

记录时为了消除伪迹，常采用自由声场的扬声器或延迟线进行放声，这种给声方式可增加声波传导时间，从而使声刺激伪迹出现在 CM 之前，这样可得到比较理想的 CM 图像。一般在采用鼓岬电极描记时，更需要采用自由声场扬声器放声的给声方式才能获得最佳的 CM 图像。若采用耳机给声，虽然无声波反射，可以产生清晰的声刺激，但声刺激所致的伪迹常与微音器电位 CM 重叠。若采用耳机屏蔽也只能减少伪迹干扰，不能使之完全消除，故采用自由声场扬声器放声是较好的给声方式。

3. 分别记录 CM、AP 和 SP

分别记录 CM、AP 和 SP 的基本的波形如图 5－3，现分别叙述如下：

（1）消除 CM，记录 AP。微音器电位 CM 的极性随着声刺激的相位改变而改变，但是听神经动作电位 AP 的极性与声刺激相位改变无差。因此，记录时可利用交替改变声刺激的相位并经叠加来消除微音器电位 CM 的波形，从而使动作电位 AP 的波形清晰地显示出来。

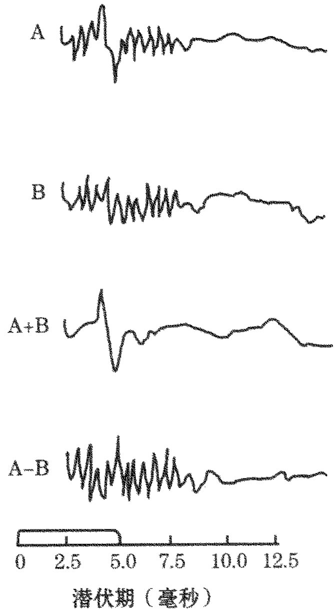


图 5－3　分别记录 AP 和 CM 波形

图中 A 和 B 的波形是相位相反的声刺激诱发的耳蜗电位。利用 A＋B 抵消 N，获得 AP；A－B 抵消 AP 获取 CM。其中，声刺激：短纯音；持续时间：5mS；重复频率：10Hz；声强度：65dB（听力级）；外耳道电极记录

（2）消除 AP，记录 CM。利用交替变换声刺激的相位，同时交替变换放大器输入端的极性，即可消除 AP，清晰地记录下 CM 的波形。

（3）消除 AP 和 CM，记录 SP。因为 AP 有不应期会产生适应，而增合电位 SP 则无不应期。因此，可通过减少声刺激的间隔时间，即增大声刺激的重复频率，这时动作电位将显著减弱，同时再利用交替变化声刺激相位以消除微音器电位 CM。这样一来，增合电位 SP 即可清晰地记录下来如图 5－4。

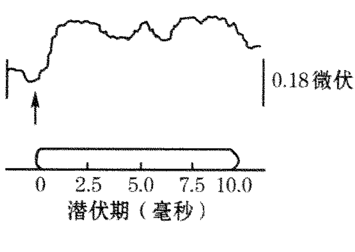


图 5－4　抵消 CM 和 AP，记录 SP（向上为负电位）

外耳道电极记录，声刺激：短纯音；持续时间：10ms；重复频率：80HZ；声强度：65dB（听力级）

（二）耳蜗电图的临床应用

临床上可利用耳蜗电图客观地测定听阈的大小，同时亦可鉴别耳聋病变的部位，目前应用甚广，现分叙于下：

1. 阈值测试

在耳蜗电图中，由于 AP 的反应阈非常接近受检者的主观听阈，因此，在利用主观测听法难以准确测试的儿童和成人中，可利用耳蜗电图来确定听阈的大小。

2. 耳聋病变部位的鉴别

利用耳蜗电图中所记录的 CM、SP 和 AP 三种电位的波形，可以鉴别耳聋病变的部位。这是因为 CM、SP 和 AP 均能准确地反映末梢感受器的功能状况。所以耳蜗图对耳聋的病变定位有一定的对应关系。

（1）传音性聋：

传音性聋患者的纯音听力曲线呈平坦型时，其听神经动作电位 AP 的反应阈增高，而 AP 的波形和听力正常者相同，但 AP 的输入—输出函数曲线与听力正常者相比则向右偏移。利用这一特征可以确定为传音性聋。

（2）耳蜗性聋：

在耳蜗电图中，耳蜗性聋主要表现为：

①AP 波形增宽，出现不对称的锯齿波或双相波形。

②AP 的输入—输出函数曲线表现为重振反应曲线，如图 5－5。

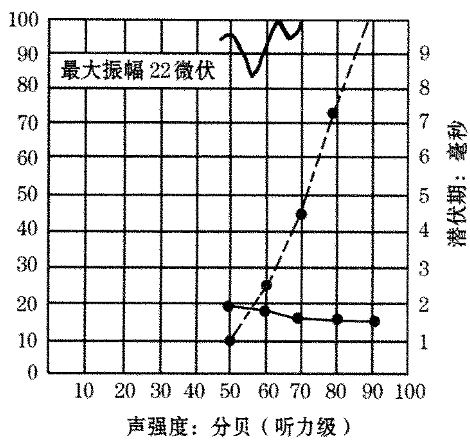


图 5－5　重振反应的 AP 潜伏期

本图为相对振幅——声强度函数曲线图图的上方为记录的 AP 波形

从图 5－5 可以看出，AP 反应阈增高，当阈值强度为 50dB 时，AP 的潜伏期与正常人的相同声强度（50dB）时的潜伏期相同，并且随着声强度增大，AP 的振幅也迅速增加。这就是说，这种曲线与缺少“低部分”的正常曲线极为相似，“低部分”的缺少反映了外毛细胞受损害，而曲线的“高部分”则反映了内毛细胞的功能尚属

正常。

③患者如有内淋巴水肿时，将有 SP 波形增大。

(3) 蜗后病变

在耳蜗电图中，如图 5－6 所示，AP 波形明显增宽或 CM 存在而 AP 缺失。假如这时 AP 的反应阈低于患者的主观听阈，则表明病变发生在耳蜗以上的听觉传导路径上。

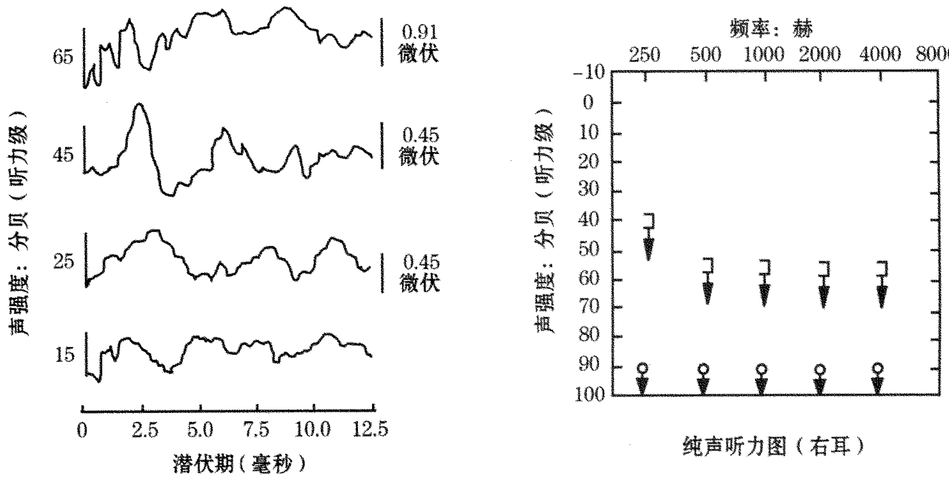


图 5－6 某神经病患者的耳蜗电图

患者右听神经瘤（术后诊断），术前纯音听力测验示右耳气、骨导听力丧失，

但 AP 反应阈为 25dB（听力级）声刺激：短声，扬声器给声，扬声器距外耳道口 68cm；

叠加仪扫描起始延迟 2ms。带通滤波：100～3500Hz

三、脑干诱发电位的测听方法

随着电子计算机在耳科领域中的应用和发展，1967 年 Yoshie 等终于成功地利用叠加技术从背景电干扰中引出了微弱的听觉诱发电位。1970 年，Jewett 和 Williston 又首次应用叠加技术从人的头皮上成功地引导出脑干听觉诱发电位（BSR），并很快在临床上得到了应用和发展。下面分别介绍脑干听觉诱发电位的产生机制及其测听方法和在临床上的应用。

（一）脑干听觉诱发电位的产生机制

脑干中的听觉传导途径如图 5－7 所示。

首先，螺旋神经节（第一级听神经元）的轴突纤维组成蜗神经。后者和前庭神经共同组成听神经，并经内耳道后，于小脑脑桥角进入脑桥，止于耳蜗核（第二级听神经元）。耳蜗复核发出的纤维终止于同侧上橄榄核，并发出纤维经过斜方体止

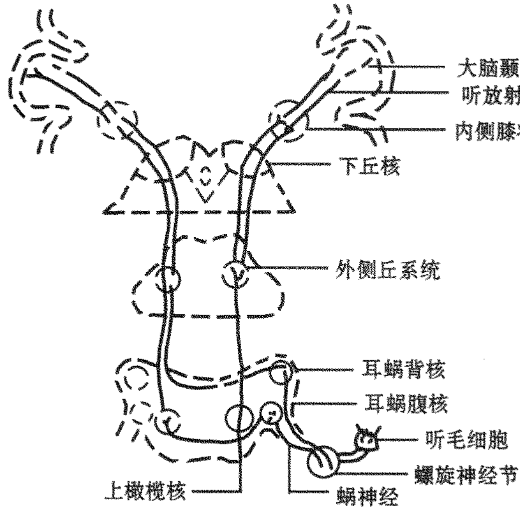


图 5－7　听觉中枢传导径路示意图

于对侧上橄榄核（第三级听神经元）。上橄榄核发出的纤维与对侧耳蜗背核的纤维一起终止于外侧丘系核和下丘核（第四级听神经元）。由下丘核发出的纤维终止于内侧膝状体（第五级听神经元），再由此发出的纤维经听放射终止于颞横回。

利用叠加仪可以很方便地从人的头皮上成功地引导出脑干听觉诱发电位，如图 5－8。

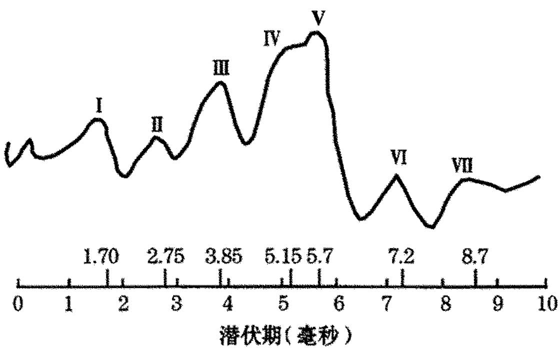


图 5－8　正常脑干听觉诱发电位

声刺激：短声；声强度：65dB（听力级）；前额－乳突电极记录；

带通滤波：160～2000Hz；迭加次数 1000 次

一般该电位出现在声刺激后的 10ms 以内，该电位的波形由 6～7 个波所组成。一般按照各波潜伏期的顺序分别用Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ、Ⅳ、Ⅴ、Ⅵ和Ⅶ来标记。

动物实验指出：Ⅰ波发源于蜗神经动作电位，Ⅱ波发源于耳蜗核，Ⅲ波发源于上橄榄核，Ⅳ波发源于外侧丘系核，Ⅴ波发源于下丘核，其中Ⅰ波与Ⅱ波发源于同

侧蜗神经和耳蜗核，而Ⅲ波以上则发源于双侧上述各核。此外，Ⅵ波可能发源于内侧膝状体，Ⅶ波可能发源于丘脑皮层听放射。在临床上以Ⅰ～Ⅴ波最具有诊断价值。

在上述各波中，Ⅴ波的振幅最大，其潜伏期大于4.9ms，在高声强测试时，Ⅰ～Ⅴ波都能出现，随着声强度的减弱，Ⅰ～Ⅳ波逐渐消失，而Ⅴ波仍清晰出现。用阈值强度的声刺激测试时，仍能记录到可以重复出现的Ⅴ波图形。因此，在脑干听觉诱发电位的测听中，Ⅴ波是检测的主要内容。

表征Ⅴ波的参数有两个，即振幅和潜伏期。Ⅴ波振幅的正常变异较大，即使同一患者在很近的时间内重复测试，其结果也不完全一致。但Ⅴ波的潜伏期高度准确可靠，因此，Ⅴ波的潜伏期在临床上成为重要的诊断依据。

实验证明，影响Ⅴ波潜伏期的主要因素有声刺激强度、蜗内因素、脑干功能、年龄和声刺激重复频率。

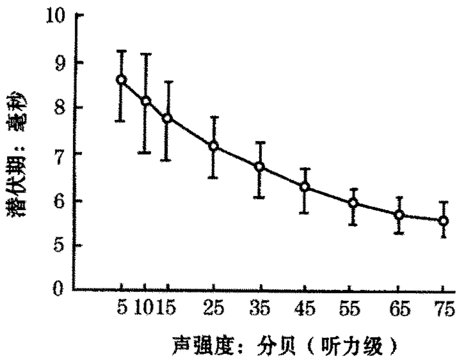


图5-9　典型的Ⅴ波潜伏期（T_5）与声强度的函数曲线
声刺激：短声，前额-乳突电极，带通滤波160～2000Hz，
放大25000倍，叠加1000次，图中短棒Ⅰ为平均值±2标准差

由图5-9可以看出，随着声刺激强度的减弱，Ⅴ波潜伏期相应地延长。这就是说，Ⅴ波潜伏期可以认为是声刺激强度的函数。该曲线的两端有显著差别，一端阈值高而潜伏期短，另一端阈值低而潜伏期长。由此可见，Ⅴ波潜伏期—声强度的函数曲线与图5-10中的耳蜗电图的AP的潜伏期—声强度函数曲线相似。随着声强度减小，在Ⅴ波潜伏期延长的同时，AP的潜伏期也相应延长，Ⅴ波潜伏期与AP的潜伏期始终相差大约4ms。由此可见，声强度对Ⅴ波潜伏期的影响，产生在AP形成之前，即这种潜伏期的变化几乎可以肯定是发生在耳蜗以内。Ⅴ波潜伏期在强声刺激时缩短的原因可能是因为神经放电活动加快，使突触后电位迅速增强，从而缩短了突触传递的时间。

在正常情况下，Ⅴ波主要是由接受高频音的基底周听单元发生兴奋所产生。在高频听力减退，即基底周听单元有病变时，患者的Ⅴ波可能由离基底端较远的听单

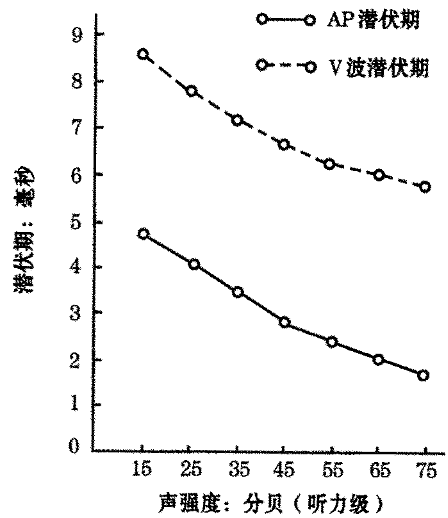


图 5－10　AP 潜伏期—声强度函数曲线

元兴奋所产生。由于行波到达较远的听单元需要较长的时间，于是Ⅴ波潜伏期相应延长。用高频噪声掩蔽基底周的听单元时，Ⅴ波潜伏期也同样延长。这就是说，Ⅴ波潜伏期取决于行波到达与产生脑干听觉诱发电位有关的耳蜗反应区所需的时间长短有关。

通常脑干听功能可用同侧各波间的潜伏期差值即中枢传导时间来表示。常用的中枢传导时间为Ⅴ波与Ⅰ波之间的潜伏期差值，一般用 T_{5-1}，表示。当脑干听觉径路的功能正常时，随着测试声强减弱，Ⅴ波潜伏期相应延长，但Ⅰ波与Ⅴ波间的中枢传导时间始终保持在 4ms 左右。这表明神经冲动从蜗神经传到下丘核所需时间基本上是恒定的数值，而且Ⅰ～Ⅴ波之间的每一个波的潜伏期始终相差约 1ms。如果存在小脑脑桥角肿瘤或脑干病变，则Ⅴ波潜伏期可延长，甚至Ⅴ波完全消失。这可能是听神经和脑干中的神经纤维受到压迫使各条纤维的放电率发生变化，从而扰乱了纤维正常的放电同步化。

脑干听觉诱发电位的潜伏期的长短也与年龄有关。一般新生儿和老年人的Ⅴ波潜伏期比成人的潜伏期长，这与脑干结构有关。

声刺激重复频率与脑干听觉诱发电位的潜伏期也有一定的对应关系。一般重复频率增加到 30 次/秒时，Ⅴ波潜伏期不受影响。若超过 40 次/秒时，则Ⅴ波潜伏期将会延长。这是因为脑干听觉诱发电位非常微弱（$1\mu V$），只有叠加次数足够多（一般为 1000～2000 次）才能记录到比较可靠的波形。但叠加次数增多，必然要延长测试时间，以致患者不能持续保持肌肉松弛而增加了肌电干扰。这样一来，采用增加声刺激重复频率则是一种缩短测试时间的有效方法。但当重复频率超过 40Hz 时，其潜伏期将因刺激重复频率过高而延长。这可能与蜗神经动作电位的适应性有关。

（二）脑干听觉诱发电位的描记

一般脑干听觉诱发电位的描记属于远电场描记。按照容积导体电场的概念，脑及颅内的其他组织的导电性能很好。头皮的导电性能比颅骨更好。一般在颅顶部几个厘米范围内的任何一点都是理想的电极放置位置，头颅基底部下面的颈部组织构成了等电位的大组织块，而且，颈部的电位一般不受脑底神经组织兴奋性的影响。因此，记录颅内电位时，颈部皮肤是参考电极的良好位置。放置在颅顶部的电极所记录到的脑干听觉诱发电位属正电位。

描记时，记录电极一般放置在颅顶部（放置在前额正中近发际处亦可记录到同样的波形）。参考电极放在给声侧乳突部或耳垂（或颈部），但为了获得清晰的Ⅰ波与Ⅲ波波形，一般参考电极应置于乳突部或耳垂。前额正中接地（如记录电极放置在前额，则将对侧乳突部接地）。

记录电极一般多采用银—氯化银盘状电极，可方便地放置在皮肤表面而不造成局部损伤。与电极相接触的皮肤应先用酒精、乙醚擦净、脱脂，然后涂上电极膏，使极间电阻小于 10kΩ。为了减小极间电阻，也有采用针形电极，记录时应将针形电极刺入头皮。

一般用耳机输放声刺激，因为Ⅲ波以上都属双侧性反应，如用自由声场的扬声器输放，则对双侧耳蜗产生的神经冲动将会严重地影响测试结果。声刺激一般多用短声，也有的采用短纯音，但采用短纯音时，必须交替变换声刺激的相位，以消除刺激伪迹对脑干听觉诱发电位的干扰。为了清晰地记录到Ⅰ～Ⅶ波，声刺激的重复频率不应超过 10Hz，否则Ⅰ～Ⅳ波将受到影响而出现畸形波形，但对Ⅴ波波形，即使声刺激重复频率高达 30Hz 时也不会带来影响。

描记时，由于脑干听觉诱发电位的振幅小于 1μV，故前置放大器（一般均采用差分放大器）必须能放大 100～120dB，在诱发电位记录前，应先记录在不给声刺激的条件下描记其对照曲线，对照曲线的振幅应小于 0.2μV 时，才可开始记录听觉诱发电位。

记录装置中的带通滤波器的频带宽度以 100～2000Hz 为最佳，即高端不应低于 2000Hz，低端应在 100Hz 以上，这样可较好的保留有用信号，并且消除脑电干扰，使记录到的波形比较光滑。在叠加仪中，应将分析时程适当放宽，这样有利于记录婴儿与老年人的Ⅴ波，因为Ⅴ波的潜伏期较长。在叠加仪中，分析时程也称“窗”或“门”，其含义是指计算机的扫描时间，即单位时间·（地址数 - 1）。记录时叠加次数一般取 1000～2000 次为宜，叠加次数太少只能记录到Ⅴ波，而其前面的波形（Ⅰ～Ⅳ）却不易描记，经常出现遗漏。

（三）脑干听觉诱发电位的临床应用

1. 脑干听觉诱发电位的正常值

（1）潜伏期：

表 5－5 给出了听力正常者其脑干听觉诱发电位的平均潜伏期。测试时，声刺激用短声，声强度以分贝（听力级）表示，电极组合为前额一乳突，增益 110dB，带通滤波（160～2000Hz），叠加次数为 1000 次。

表 5－5　20 例听力正常者（40 耳）脑干听觉诱发电位的平均潜伏期

声强度 \ 波别	Ⅰ	Ⅱ	Ⅲ	Ⅳ	Ⅴ	Ⅵ	Ⅶ
75	1.75	2.75	3.82	5.0	5.64	7.16	8.75
65	1.90	2.92	3.94	5.175	5.76	7.36	8.89
55	2.14	3.12	4.15	5.23	5.95	7.57	9.4
45	2.47	3.375	4.54	5.375	6.29	7.95	9.71
35	2.83		5.0		6.70	8.45	10.35
25			5.42		7.19	8.875	
15			5.71		7.75		
10					8.14		
5					8.63		

为了叙述方便，一般听觉诱发电位波形Ⅰ的潜伏期用 T_1 表示；波形Ⅱ的潜伏期用 T_2 表示；Ⅲ波用 T_3 表示；Ⅳ波用 T_4 表示；Ⅴ波用 T_5 表示。

两耳Ⅴ波潜伏期差（interaural latencydifference，简称 ILD），当用声刺激为 75 dB 和 65dB（听力级）测试时，正常者两耳的Ⅴ波潜伏期差应在 0.25ms 以内。另外，常用Ⅴ波与工波潜伏期差值（T_{5-1}，）表示中枢传导时间，一般正常值为 4ms。

（2）振幅：

一般脑干听觉诱发电位的振幅为 0.5～1μV，因为振幅的正常变异较大，故不作为诊断的依据。但是若一侧Ⅴ波的振幅比对侧的Ⅴ波振幅小 50%时，则应考虑该侧有病变。

（3）差值：

Ⅴ波反应阈与同种声信号主观听阈的差值，一般为 0～20dB。因此，凡是Ⅴ波反应阈在上述范围内者，均系听觉正常。

2. 临床应用

（1）在疑有聋哑症的婴幼儿中，应进行婴幼儿的听力测试，如图 5－11 所示。这种客观测听法可及时测知其听力情况，便于及早进行语言训练。

（2）在脑干听觉诱发电位中，凡Ⅴ波反应阈正常或低于主观听阈，在正常者或器质性耳聋患者中，Ⅴ波反应阈必然高于主观听阈。另外，Ⅴ波潜伏期与振幅正常者均为功能性聋，如图 5－12 所示。

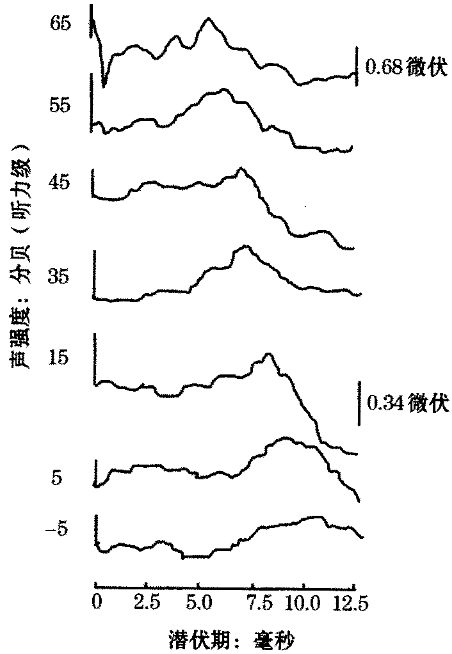


图 5－11　婴幼儿听力测试

脑干诱发电位测听；右耳给声 75dB（听力级），无反应；

左耳听觉诱发电位如图所示，声刺激：短声 V 波反应阈为 50dB（听力级）

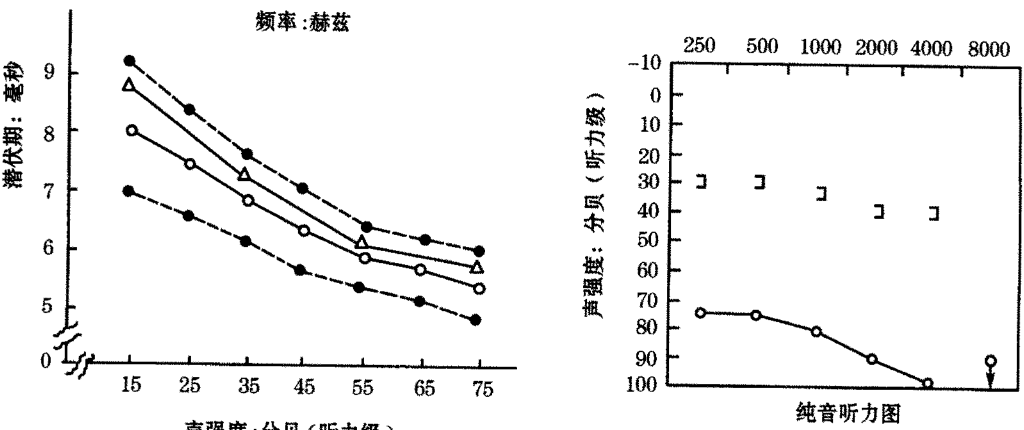


图 5－12　功能性聋的脑干听觉诱发电位纯音听力测验示右耳重度耳聋，

但脑干听觉诱发电位正常（左耳相同）提示功能性聋

图中：曲线 b 为患者的 T_5；曲线 c 为听力正常者的 T_5 平均值；

曲线 a、d 为 T_5 的正常范围声刺激；短声，带通滤波：

160～1600Hz，增益 100dB 叠加次数 800 次

(3) 鉴别耳聋病变部位，如图 5－13 所示。

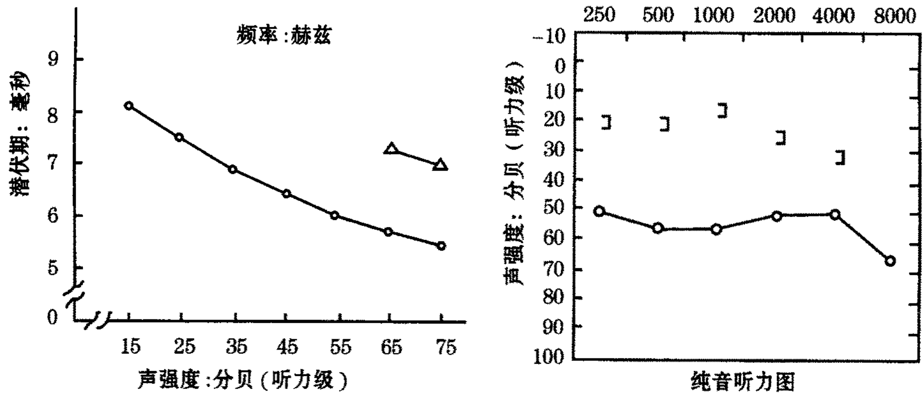


图 5－13　传音性聋的脑干听觉诱发电位纯音听力图表示传音性聋，脑干听觉诱发电位示Ⅴ波潜伏期－声强度函数曲线与正常曲线相比向右移位

声刺激：短声，带通滤波：160～1600Hz，增益 100dB，叠加 800 次

传音性聋的特点是，Ⅴ波反应阈提高，但这时潜伏期在正常范围之内。另外，Ⅴ波潜伏期—声强度函数曲线向右移位，移位的幅度相当于耳聋的程度。这是因为潜伏期延长是因传音性聋使到达耳蜗的声能下降所致。

四、皮层诱发电位的测听

(一) 皮层诱发电位的测听机制

皮层诱发电位的测听，目前多记录诱发电位的皮层慢反应。成人的皮层慢反应多属三相波，即第一负波 N_1、第二正波 P_2 和第二负波 N_2，有时皮层慢反应还能记录到较小的第一正波 P_1，如图 5－14 所示。

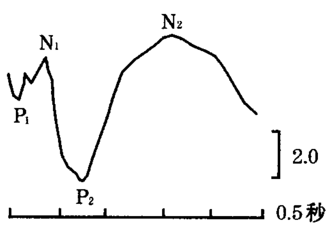


图 5－14　皮层诱发电位（慢反应）

在清醒状态下记录到的诱发电位，一般认为来源于大脑皮层，主要是初级皮层投射区及相邻的次级听投射区。慢反应的皮层听觉诱发电位与年龄大小有关。在儿童中，该电位的潜伏期与患者的年龄大小有关。在儿童中，该电位的潜伏期与患者

的年龄成反比，即年龄越小，潜伏期越长。若取其平均值，则儿童的潜伏期比成人长一倍左右。一般成人的慢反应皮层听觉诱发电位的波形是比较恒定的，大约在100ms处出现第一负峰和在大约200ms处出现第二正峰，而婴幼儿的慢反应皮层诱发电位的波形变化较大，两次分别测试的结果其波形相差较大，给判断带来困难。一般用慢反应方法测得的反应阈可比成人的听阈高10～40dB。当年龄超过4岁以后，由于大脑皮层逐渐趋于成熟，其电反应波形渐趋恒定。

在听阈强度刺激时，第一负波（N_1）的潜伏期可达180～200ms，P_2和N_2的潜伏期也有相应地延长，当声刺激强度增加时，潜伏期缩短，在30dB（感觉级）以上的强度刺激时，潜伏期趋于稳定，或只有很少的缩短。当声刺激从5dB（感觉级）增加到25dB（感觉级）时，反应波的振幅将急剧增大，若声刺激继续增强时，则其振幅增加缓慢，当声刺激达到80dB以上时，反应波的变化将失去规律。由此可见，皮层听觉诱发电位的潜伏期与振幅随声刺激强度的增减而变化。一般在听阈强度刺激时，振幅为2～24μV，在强声刺激时，则可达到100μV。

皮层听觉诱发电位的波形和短纯音的上升时间及刺激间隔时间的长短也有密切的关系。一般随着刺激声的上升时间逐渐延长，反应波的振幅下降非常缓慢。当上升时间超过25～30ms时，则振幅显著下降。另外，当刺激重复频率增加到4～7.5Hz时，则不产生任何反应。如间隔时间为7～10s时，则可获得最大振幅。若时间间隔过长，则所需要的测试时间必然延长。这样受检者很难持续保持安静状态，影响测试结果。目前认为刺激的间隔时间以1～2s为宜。

另外，皮层听觉诱发电位的测试结果，还与患者的清醒状态及其心理状态等因素有关。

（二）皮层听觉诱发电位的测试方法

（1）测试时，应力求使受检者保持清醒状态。对于成年人或较大的儿童，可取坐位，并可给以适当的有趣书籍画报阅读以使其保持安静。对于儿童如不能保持安静状态，应在睡眠时检查，或使用镇静剂，但镇静剂和睡眠均会影响测试结果。故应尽量使其在保持安静的状态下进行测试。

（2）记录电极一般放置在颅顶部皮肤处，而参考电极置乳突部，前额或手腕接地。

电极一般取圆盘形的比较合适。也有采用不锈钢的针形电极，因为不锈钢的针形电极可刺入软组织内，这样电极电阻较小并且比较稳定，但受检者有不适感。

（3）声刺激可为短声或短音。由于皮层听觉诱发电位的潜伏期较长，因而短纯音是一较为理想的声刺激，常用频率为500Hz、1 000Hz、2000Hz和4000Hz，利用耳机输放到受检耳。对于儿童，测试音可只取500Hz、1000Hz和4000Hz。一般短纯音的上升时间为25～30ms，持续时间为25～50ms，间隔时间为1～2s，给声次数为30～60次。测试时，对侧耳需用掩蔽声。

测试时，一般把能出现反应的最小声刺激强度即为受检者的气导听阈，而骨导听阈则可通过放在乳突上的骨导耳机输放声刺激进行相同的测定。

（三）皮层听觉诱发电位的临床应用

1. 鉴别伪聋和非器质性聋

皮层听觉诱发电位的测试不受患者主观意志的影响，它属于客观测试。一般在成人中所测得的阈值和其主观听阈仅相差 5～10dB。因此，这种测听对判断伪聋特别准确。另外，皮层听觉诱发电位的 N_1、P_2 和 N_2 的潜伏期都比较长，若用短纯音作测验，可获得类似常规纯音测听所测得的比较完整的听力曲线，因而若对常规方法测得的结果有怀疑时，可运用皮层听觉诱发电位的测试，以鉴别确诊是属于伪聋和非器质性聋。

2. 进行儿童听力测验

利用皮层听觉诱发电位的测试，可对 3 个月以上的婴儿和儿童中进行有效的儿童听力测验，结果特别可靠。这是因为它属于客观测听，是客观的真实结果。

3. 鉴别感音神经性聋

目前认为，若出现显著的皮层电位反应疲劳现象，即表示有脑干病变；若患侧电位反应的潜伏期比正常侧短，其波幅又比正常侧大，即表示患侧内淋巴积水。因此，如一侧听力减退而有上述现象，可拟诊为耳蜗性聋。

五、声动反射

声动反射是电反应测听法中的一种测试方法。声动反射是指一定强度的声刺激所引起的反射性的鼓室内肌、耳后肌、头部和颈部肌肉收缩反应。这种反射所诱发的肌电位构成了中潜伏期反应中的肌原性反应。利用耳后肌反应，可用来测定婴幼儿听阈。

图 5－15 给出了耳后肌反应的反射弧。

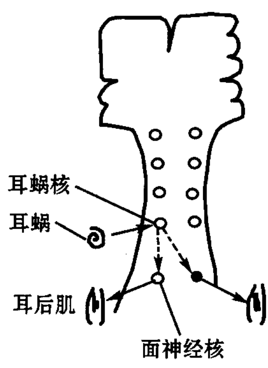


图 5－15　耳后肌反应反射弧

一般耳后肌反应属双侧性反应，即一耳给声时可同时记录到双侧耳后肌反应。该反应的潜伏期为 12ms 左右，随着声刺激强度的减小，反应的潜伏期延长，但其振幅变化比较复杂，在临床上尚未发现应用。耳后肌反应（声动反射）的波形如图 5－16 所示。

描记时，记录电极置乳突部，参考电极置前额部，对称乳突接地。刺激声可为短声或高频短音，但宽频带短声所引出的反应较为清晰。记录时，若受检者头部转动，将因一侧颈部肌肉张力增加，常使该侧反应增强，而对侧反应减弱，结果反射阈降低。若受检查者处于睡眠状态或使用镇静剂，或有意识地使肌肉松弛，则耳后肌反应减弱。

一般认为，由于轻度肌张力增加并不干扰耳后肌反应，甚至可以使反应增强，故在临床上可利用耳后肌反应成功地对婴幼儿的听阈进行测定。这是声动反射在临床上的成功应用。

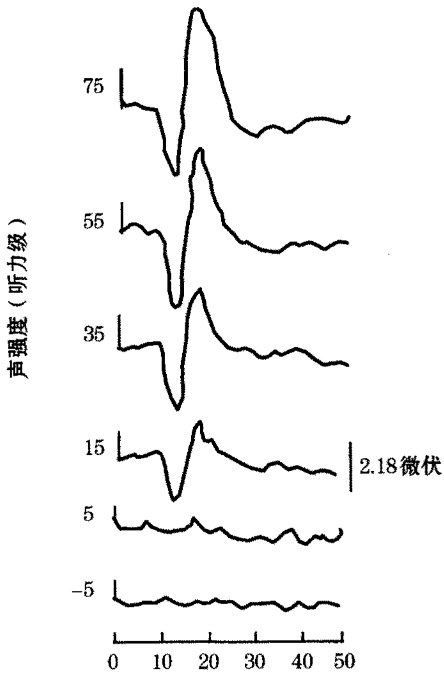


图 5－16　耳后肌反应

声刺激：短声，乳突一前额电极；

带通滤波：16～420Hz，向上为负电位

第四节　声阻抗测听

声阻抗测听和电反应测听一样都属于客观测听，尤其对儿童测听特别适宜。声阻抗测听法在现代听力学领域中已成为整套听力检查的重要手段之一。声阻抗测听始于本世纪 40 年代，当时利用机械声桥测量了听力正常耳和各种听力障碍患耳的绝对声阻抗值，发现正常耳和感音性聋耳的声阻抗值与传音性聋耳有显著的差别，但未用于临床。到了 50 年代末，由于电子技术的引入，即在原来的机械声桥的基础上出现了电机械声桥，将原来的阻抗平衡部分改用电子仪器进行控制，输出部分用示波器显示，可以测量各种频率声阻抗的绝对值，但因测试方法比较繁杂未能得到普遍应用。至 60 年代初，由于电子学和声学技术的引入，出现了比较理想的电声阻抗测听仪，这种测听仪器利用等效容积和零点平衡原理，在外耳道压力变化和鼓室肌肉收缩的影响下，测定其相对声顺的大小和声阻抗值。目前，在声阻抗测听中所使用的 Madsen 电声阻抗桥即是在此基础上发展起来的测听仪器，它附有自动记录装置，可画出各种曲线，能提供较多的客观资料，能够鉴别感音性聋和传音性聋，能够分辨中耳各种传音病，测定鼓室压力和咽鼓管的功能、纯音听阈的客观估计、重振现象的客观测试等，特别是检查结果不受患者主观意愿的影响，故对儿童测听具有特殊的意义。为了了解声阻抗测听技术，下面先介绍一下声阻抗测听的基本原理。

一、声阻抗测听的基本原理

一般表示声波在介质中传播的状况常使用声阻抗、声压和体积速度 3 个参数。声阻抗是声波传导时介质位移需要克服的阻力。体积速度是穿过一面积 S 的介质流动速度，声阻抗越大则推动介质所需要的声压就越大，声阻抗越小则所需声压就越小。声阻抗、声压和体积速度三者之间的关系如下式所示：

$$声阻抗 \times 体积速度 = 声压$$

这里，声阻抗包括两个部分，即声阻和声抗。

在中耳传音系统中，声阻与摩擦及粘滞度有关，声抗与介质的质量、容积和劲度有关，主要影响低频声音的传导。目前，声阻抗测听仪大多采用低频声音作为探测音，是因为低频声音主要受劲度的影响。

声阻抗测听法的基本原理就是将一定强度的探测音引入密闭的外耳道中，通过平衡系统监视其中声压级（SPL）的变化，从声的等效容积测知鼓膜和听骨链对声能传导的声顺值（其单位为 m^3 Pa），声顺值测出后再按照一定的函数关系折算成声

阻抗值（单位为 Pa·s/m³）。

由图 5－17 可以看出，一定强度的纯音引入硬壁密闭腔中，所产生的声压级（SPL）与腔的容积成反比。若与已知容积的标准腔内声压级相比较，即可算出该密闭腔的容积，这就是声的等效容积。

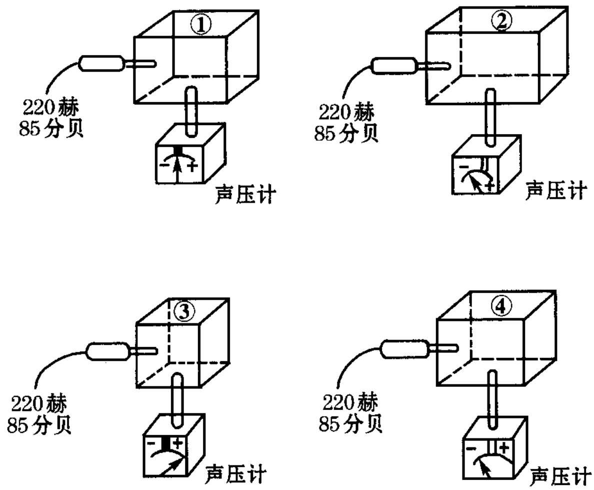


图 5－17　声的等效容积图

图中 4 个硬壁腔中分别引入 220Hz、85dB 的纯音，其中腔 1 为已知容识的标准腔，声压级（SPL）为 85dB，声压计指针指向平衡点（0 点）；腔 2 大于腔 1，指针指向表负的方向，表示腔内声压小于 85dB，需要增加纯音强度才能达到 0 点平衡。从增加声压的分贝数即可推算出腔 2 的容积较标准腔大多少毫升。同理，腔 3 小于腔 1，声压计指针偏向正的方向，表示腔内声压大于 85dB，需要减少纯音强度才能使声压计指向平衡点，从减少声压的分贝数即可算出腔 3 的容积较标准腔少多少毫升。图中腔 4 与腔 1 的大小相同，但腔 4 壁上有一个被薄膜封闭的小洞，部分声能将从这里泄漏，声压计指向负的方向，表示腔内声压小于 85dB，需要增加纯音强度才能使指针指向 0 点平衡。由此即可算出泄漏声能的等效容积。

实际上，外耳道中除鼓膜可以活动外，其余都是不能活动的骨壁，因而外耳道可视作一个密闭的硬壁腔。它与图 2－17 中的腔 4 十分相似，经鼓膜和听骨链传导的声能相当于经腔 4 壁洞上薄膜漏去的声能，洞上薄膜弹性越大，声能泄漏越多。如果中耳传音系统的劲度大，传入的声能少，则相当于漏去的声能的等效容积就小，声顺值就低，反之，若中耳传音系统的劲度小，传入的声能多，则相当于漏去的声能等效容积就大，声顺值就高。

图 5－18 给出一般声阻抗测试仪的原理方框图。由图可以看出，声阻抗测试仪主要由两部分组成，即声阻抗桥和刺激信号。现分述于下：①声阻抗桥由耳塞探头、微音器、放大器、电桥、气泵、平衡计和压力计组成。声阻抗桥的耳塞探头中

有三个小管，上管可将振荡器发出的 220Hz 探测音经一小型扬声器导入外耳道内，并通过电位计调节其强度，使其达到 85dB。下管与微音器相连，可将鼓膜反射回来的声能转化为电信号，然后通过放大和检波后输入桥式电路，由平衡计显示出来。当外耳道声压确实调到 85dB 时，指针就指向 0 点平衡。中管与气压泵和压力计相连，外耳道内的压力可在±4000Pa 范围内变动，用以观察压力对声顺的影响。②刺激信号部分可分别产生 250Hz、1000Hz、2000Hz 和 4000Hz 的纯音，白噪声及窄频噪声，其强度可在 40～125dB 范围内自由调节。上述纯音或噪声由戴在另一侧耳的气导耳机产生，以用作镫骨肌声反射测试的声刺激信号。而 220Hz 的探测音由一个单独的振荡器产生，其强度可通过声顺控制电位计进行调节。

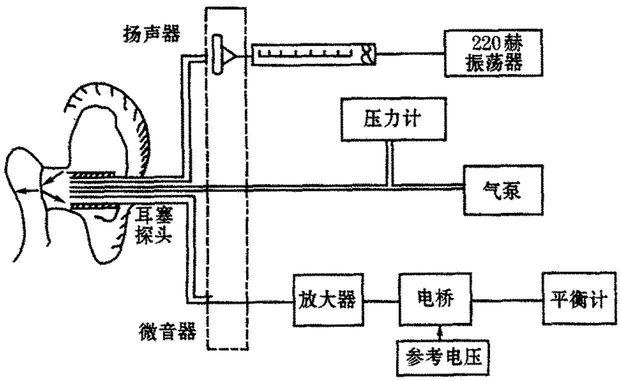


图 5－18　声阻抗测试仪原理方框图

声阻抗测听仪的设计和性能仍在不断地改进。目前的声阻抗测听仪除上述主机外，还附有自动记录和显示装置，可画出各种曲线供临床诊断和分析疑难病例使用。

二、声阻抗测听在临床上的应用

临床上，声阻抗测听一般包括 3 种基本测定，即鼓膜平面静态声顺值的测定、鼓室功能测定和镫骨肌声反射的测定。

（一）测定静态声顺值

静态声顺值测定的基本方法是：先将耳塞探头严密地塞入受试测的外耳道内，压力调节到＋2000Pa，鼓膜被压紧，整个外耳道就变成了一个近似硬壁的腔体，然后调节声顺控制电位器，使平衡指针向 0 点平衡，此时在等效容积标尺上读出的声顺毫升数即相当于外耳道的等效容积。再将外耳道压力减小到与鼓室压力相等，使鼓膜恢复到自然松弛状态，外耳道声压级亦随之改变，调节声顺控制电位器，使平衡指针达到 0 点平衡，此时等效容积标尺上读出的声顺值即相当于外耳道与鼓膜最

大活动度等效容积之和，由后数减去前数就得出鼓膜传导声能的等效容积，也就是鼓膜平面的静态声顺值。即

鼓膜平面的静态声顺值 $= k_1 - k_2$

式中：k_1 为外耳道与鼓室压力相等时的声顺值

k_2 为外耳道在 2000Pa 时的声顺值

利用声顺声阻抗换算标尺，可以查出与鼓膜平面的静态声顺值相对应的声阻抗值（单位为 $Pa \cdot s/m^3$）

表 5－6 给出了正常耳及三组耳疾静态声顺值。表中正常耳的标准是鼓膜正常，纯音言语频率的听力均在 20dB 以内，镫骨肌声反射可以引出证明中耳传音功能正常。由表 5－6 可以看出，一般耳硬化症的声顺值比正常耳低，但也有 61.6% 与正常者相符，听骨链中断耳的声顺值显著增高，部分均在 1.0ml 以上，少数较低，由于合并粘连所致；分泌性中耳炎的声顺值均较低（<0.4ml）。

表 5－6　　正常耳及三种耳疾的静态声顺值

耳数				静态声顺值（毫升）
正常耳	耳硬化症	听骨链中断	分泌性中耳炎	
–	4	–	4	0.1
–	19	–	18	0.2
1	16	–	2	0.3
6	10	–	1	0.4
12	7	–	–	0.5
19	–	–	–	0.6
8	2	–	–	0.7
5	2	1	–	0.8
3	–	1	–	0.9
3	–	3	–	1.0
1	–	–	–	1.1
2	–	1	–	1.2
–	–	4	–	1.3
60	60	10	25	合计

图 5－19 给出了耳硬化症、听骨链中断耳和正常耳的声阻抗的分布图。

中耳病变的临床测试分为高阻抗型和低阻抗型。一般耳硬化症、粘连性中耳炎、鼓室硬化症和分泌性中耳炎等属于高阻抗型，而听骨链中断和鼓膜萎缩菲薄等

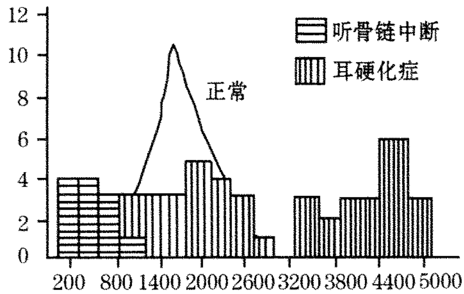


图 5－19　三组声阻抗值分布对比

属于低阻抗型。在测试时，若在鼓膜与听骨链传音系统中同时存在两种病变，这时它对声阻抗的影响将以最外侧的病变为主。例如耳硬化症合并鼓膜萎缩，则测试时将显示低阻抗型，若听骨链中断合并粘连则显示为高阻抗型。

（二）测定鼓室功能

鼓室功能测定主要用以观察在外耳道压力变化过程中，鼓膜连同听骨链整个传音系统对探测音顺应性的变化情况。一般用鼓室功能曲线表示。

测定时，先将外耳道压力调至＋2000Pa。鼓膜被向内压紧，声顺变小，声阻抗桥的平衡指针极度向右偏转，表示声阻抗增大，然后再使外耳道压力逐渐降低，鼓膜逐渐移回到原来位置而保持松弛状态，这时声顺又逐渐增大，平衡指针也随之向相反方向偏转，表示声阻抗减小，直到外耳道压力和鼓室压力相等时（正常在 0 附近），声顺最大。过了此点以后，外耳道变成负压，鼓膜又被向外吸紧，声顺又逐渐变小，平衡指针又向右偏转，表示声阻抗增大。如此循环下去，当外耳道压力从＋2000Pa 到－2000Pa 变化过程中，鼓膜连同听骨链对探测音顺应性发生的相应变化，可从平衡指针偏转刻度看出，并利用自动记录装置画出鼓膜压力声顺曲线，即外耳道压力与鼓膜声顺之间的关系曲线，亦称鼓室功能曲线，如图 5－20 所示。

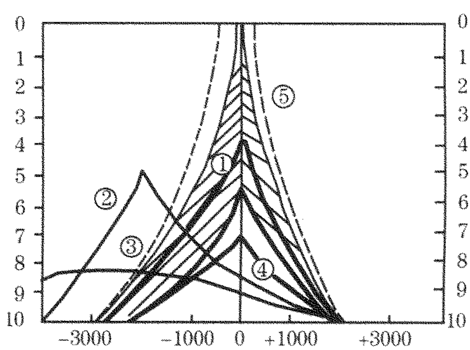


图 5－20　鼓室功能曲线

曲线图的横坐标表示外耳道压力，纵坐标表示声阻抗相对读数。图中“人”字

形斜线区表示正常人的鼓室功能曲线变化范围，峰顶在声阻抗相对读数 0 ~ 5 之间。此曲线可客观地反映鼓室内各种病变的特性，并能显示鼓室压力，对鉴别诊断具有重要意义。下面对图 5 – 20 中各条鼓室功能曲线作如下说明：

图中的曲线①为正常鼓室功能曲线，图中的曲线②表示鼓室负压，峰顶明显偏向负压侧，大多为咽鼓管功能障碍所致，鼓膜和听骨链活动度仍接近正常，当外耳道压力与鼓室压力相等时，即可形成峰顶，峰顶所在之处即表示鼓室负压程度。图中曲线③为鼓室积液或粘连性病变曲线，呈平坦形，峰顶不明显，有时出现峰顶亦多偏向负压侧，表示鼓膜和听骨链的活动度因积液或粘连受到很大限制。图中曲线④为耳硬化症曲线，呈低峰型，由于听骨链的劲度增大，故该曲线幅度变小，但压力仍在 0 附近。图中曲线⑤用虚线表示，它表明听骨链中断的特征，由于鼓膜失去听骨链的牵拉，声顺迅速增大，超越记录表的极限，即所谓超限型曲线。综上所述，鼓室功能曲线主要反映鼓膜活动度，对听骨链情况的显示则属次要地位，但是鼓膜情况可用一般方法进行检查和观察，而在鼓膜完整的患者中，听骨链则不易观察到，所以利用鼓室功能曲线对听骨链情况的判断仍具有重要的临床价值。

实用中，记录鼓室功能曲线的方法除上述图 2 – 20 中介绍的鼓室功能曲线外，还有以下几种：

1. 将图 2 – 20 中的纵坐标声阻抗改为声顺，横坐标不变，这样的记录的鼓室功能曲线和图 5 – 20 中的基本曲形相似，图 5 – 21 和图 5 – 22 所示的鼓室功能曲线就是按照上述坐标描记的。

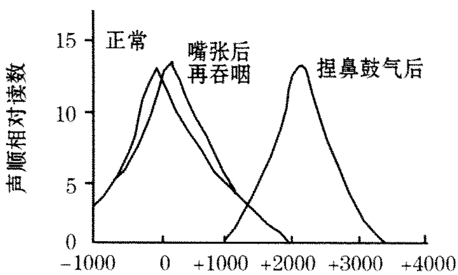


图 5 – 21　咽鼓管功能测试

2. 纵坐标用等效容积毫升数表示声顺，如图 5 – 23 所示。该曲线称为 Brooks 鼓室功能曲线。临床上使用的 MadsenZS – 77 型和 PetenAP – 62 型声阻抗测听仪都采用 Brooks 鼓室功能曲线进行描记。

3. 纵坐标以声压级为单位，这样描记的曲线弧度向下画，使声顺峰顶变成声顺切迹如图 5 – 24。

该曲线称为 Jerger 鼓室功能曲线。该曲线分为 3 种类型：A 型曲线的最大声顺切迹在压力为 0 处，表示鼓室功能正常；B 型曲线为平坦型，无明显切迹，表示鼓室积液或粘连病变；C 型曲线的最大声顺切迹偏于负压侧，表示咽鼓管阻塞，鼓室

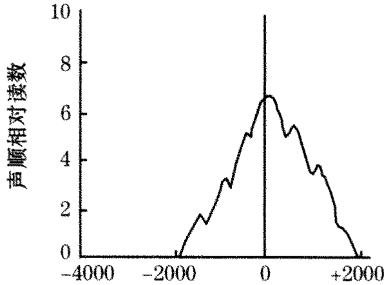


图 5 – 22　**咽鼓管异常开放**

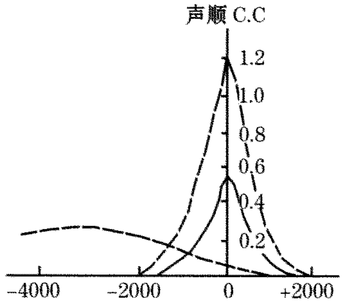


图 5 – 23　Brook3 **鼓室功能曲线**

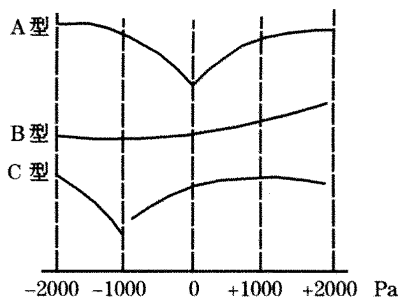


图 5 – 24　Jerger **鼓室功能曲线**

为负压。

临床上鼓室功能曲线在咽鼓管功能测试中亦有重要应用。如图 5 – 21 **所示，一般鼓室功能正常者最大声顺峰顶位于压力** 0 **附近。捏鼻鼓气，使鼓室充气形成正压后再行测试，则声顺峰顶移向正压侧，压力可达** + 2000Pa **左右。然后再作几次吞咽动作，使咽鼓管开放，使鼓室压力恢复到与大气压平衡，如此时的声顺峰顶又回到压力** 0 **附近，则表示咽鼓管功能正常。若咽鼓管异常开放，鼓膜随呼吸摆动，则画出图** 5 – 22 **的波动型鼓室功能曲线。另外，通过鼓室功能测定还可发现不易辨认的鼓膜小穿孔。测定时，只要用耳塞探头使外耳道密闭，在加压过程中，如压力无法**

上升，则表示鼓膜有穿孔（因空气由穿孔经咽鼓管泄漏所致）。综上所述，鼓室功能曲线在临床上具有重要的实用意义，可客观地了解鼓室传音功能及耳聋的类型，有利于早期诊断和及时治疗。

（三）镫骨肌声反射的测试

镫骨肌声反射是声阻抗测听法中最有意义的检查项目之一，它属于客观测定，对声—镫骨肌反射通路中各种病变的鉴别具有重要意义。现将镫骨肌声反射的机制、测试方法和它在临床上的应用，分别介绍于后。

1. 镫骨肌声反射的机制

因为声刺激将引起镫骨肌反射性收缩，将使听骨链和鼓膜的劲度增加，从而导致声顺变化。而声顺变化可利用平衡计进行测试，用记录设备将声顺变化的相应曲线描记下来，作为临床上客观诊断的依据。

值得注意的是，声刺激由耳蜗末梢器官感受后转化为神经冲动，经蜗神经传至蜗神经核，其中枢神经纤维的绝大部分形成斜方体，到达同侧和对侧上橄榄核，然后与两侧面神经的运动核相连。因此，一侧的上述冲动经这一途径到达两侧的面神经运动核。传出信号经两侧面神经的镫骨肌支使两侧镫骨肌同时收缩。此反射弧的中枢部分只到达脑桥，属于皮层下中枢，所以大脑听觉中枢病变所致的听觉障碍将不影响此反射。

2. 镫骨肌声反射的测试方法

测试时，先将耳塞探头严密地放入受检者一侧的外耳道内，再把耳机戴在对侧耳上，并给予声刺激，然后调节外耳道压力使与中耳压相等，将平衡指针调至 0 点，经气导耳机发出一定强度的声刺激信号来刺激对侧耳，这时放耳塞探头的一侧耳的镫骨肌收缩，该收缩变化情况可在平衡计上显示出来，利用记录装置描记出其相应的变化曲线。

测试时，接受声刺激的一侧耳，一般称作“刺激耳”。表示镫骨肌反射的一侧耳称作“指示耳”。用哪一侧作指示耳或刺激耳，应根据测试需要而定。一般来说，测试感音功能时应以患侧耳作刺激耳，它代表反射弧的传入侧；而测试鼓室传音功能或面神经病变时应以患侧耳作指示耳，它代表反射弧的传出侧，亦称作镫骨肌反射侧。

一般把镫骨肌收缩反射所需最小的声刺激强度称为声反射阈（ART）。正常声反射阈比听阈大 70～95dB，一般平均值在 85dB 左右。

3. 声阻抗测听的临床应用

（1）鉴别精神性聋：

精神性聋患者的纯音听阈常无法测定，即使用最大输出强度的声音，患者仍然“听不到”。而镫骨肌声反射不受受检者的意志所支配，若受检者的声反射阈优于“听阈”，则说明有精神性聋的可能，根据上述检查结果，结合临床观察很易诊断。

（2）客观估计听阈：

一般感音性病变使内耳的临界响度频带变窄，主要影响白噪声的响度积累功能，使其声反射阈升高，而纯音的频带较窄，响度累积功能不明显，内耳病变对纯音声反射阈的影响不像对白噪声那样明显，所以感音性聋者纯音声反射阈与白噪声声反射阈之间的差距较正常人为小，感音性聋的程度越重，两者的差距越小。从两种声反射阈的差距利用下面公式可以大致标出患耳的纯音听阈。

$$纯声听阈 = PTAR - 2.5（PTAR - WNAB）$$

式中：PTAR 为 500Hz、1000Hz、2000Hz 和 4000Hz 纯音声反射阈的平均分贝值，WNAR 为白噪声声反射阈的分贝值。

利用上述公式计算的听阈值为客观听阈，对听力接近正常或严重听力障碍者，其正确率较高，对一般听力障碍者特别是高频下降者，正确率较低，如和其他测听结果互相对照，在临床上仍有重要参考价值。

（3）鉴定重振现象：

一般正常人的纯音听阈与声反射阈之间的差距大约在 70dB 以上，而有重振者对听阈以上的声强增加所感到的响度增加要比正常人多。因此，运用镫骨肌声反射的测试，如果感音性聋患的声反射阈与听阈之差小于 60dB，则表示该患者有重振现象。

（4）进行声反射衰减试验：

如图 5－25 所示，一般以 500Hz 或 1000Hz 和声反射阈上 10dB 的纯音持续刺激 10s，正常人的镫骨肌反射性收缩保持在一稳定的水平，无衰减现象。蜗后病变患者的听觉易疲劳，镫骨肌收缩很快衰减。

通常声反射半衰期定义为声反射衰减的程度到达收缩初期的幅度一半时所需的时间，蜗后病变患者半衰期小于 5s。进行声反射衰减试验对听神经病等蜗后病变的早期诊断有实际意义。

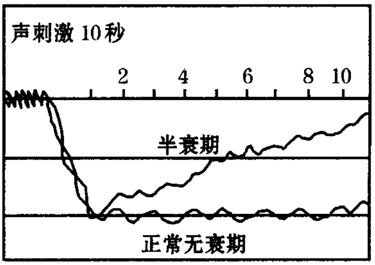


图 5－25　声反射衰减曲线

（5）对患耳进行声阻抗测听：

对不能正确反应的儿童进行声阻抗检查具有特殊意义。声阻抗测听属于客观测听法，不受主观意愿影响，检查时无痛苦易被儿童接受，对较小患儿必要时可用适

量的镇静剂使之安静后再进行检查。利用镫骨肌声反射和鼓室功能曲线的测定可鉴定传音性聋。

（6）利用镫骨肌声反射估计鼓室功能：

大量实验证实，镫骨肌反射是一个表示鼓室功能是否正常的灵敏而客观的指标。一般鼓室内的轻度传音障碍（15dB 以上），就可使镫骨肌反射表现不出来。因此，镫骨肌反射的存在对排除传音性聋很有临床价值。但应注意，镫骨脚骨折所引起的传音性聋为一例外。

第五节　听阈检查装置

临床上进行听阈检查是最基本最重要的听力测验。一般来说，凡受检者的听阈在正常范围以内者，表示其听觉功能正常。近代耳科临床上测试听阈一般都使用听力计，为了正确地进行听阈测试，下面先介绍一下纯音听力计的组成及其一般技术性能，然后再介绍听阈的正确测试方法及其听力曲线的临床应用。

一、纯音听力计

近代耳科临床测试中，纯音听力计是一个比较精密的测试计量仪器。利用纯音听力计可测出人耳对某一纯音信号能感受的最小声压，即测出其听阈大小，然后根据各个频率的听阈的数值，人为地绘出听力曲线图，根据听力曲线图，结合临床表示就可作用诊断。

（一）纯音听力计的组成

纯音听力计如图 5－26 所示是应用电声学原理制成的测听仪器，它主要包括以下几个部分：音频振荡器、噪声发生器、耳机、窄带滤波器、衰减器、放大器、阻断器和电源。

由图 5－26 可知，通过音频振荡器可以产生测试时所需要的各种纯音，通过音频选频开关选择所需要的测试纯音信号，经放大和衰减后，待达到一定的信号强度再经耳机传输，以供进行人耳功能测试。

（二）测试纯音信号的选择

一般听力计能发出的测试音频范围较宽，对于气导为 125～10000Hz（亦有上限为 8000 或 12000Hz），对于骨导则其测试音频率范围为 250～4000Hz（亦有上限为 8kHz）。测试频率的选择其气导和骨导相同，一般取其中具有代表性的频率 10 或 11 个作为测试纯音信号，即以 1kHz 为中心，低于 1kHz 的按照每隔一个倍频程选取一

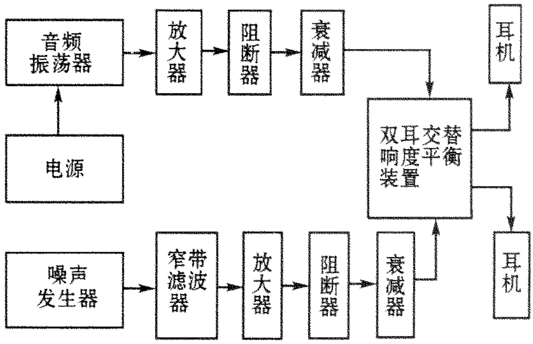


图 5－26　纯音听力计方框图

个测试频率，即 500Hz、250Hz 和 125Hz，而高于 1000Hz 的按照每隔半个倍频程选取一个测试频率，即 1.5kHz、2kHz、3kHz、4kHz、6kHz、8kHz 和 10kHz，因为在病理情况下，高频听力变化较大，故选取的测试频率较多。

（三）听力计零级的制订

听力计零级亦称听力零级。听力零级一般包括气导零级和骨导零级。

听力计零级表示纯音听力计上标示为“0”dB 的含义值。一般正常人在可听声范围（平均为 20～20000Hz）内对各个频率纯音信号能开始感受的最小有效声压各不相同。人与人之间亦存在着个体差异，但对中、高频纯音在 5～10dB 即能被感受，而对低频音感受能力较差，并且频率越低，需要的声压越大，例如对 125Hz 的纯音，声压要增加到 40～50dB 才能听到，这就是人耳的听阈，也就是人耳对某一纯音信号所能感受的最小声压。一般听力计零级乃是健康青年正常耳听阈的声压级（dB，SPL）的统计数值，它代表一个国家或地区的标准。听力计零级的规定也为听力计的生产和听力科学的研究提供了科学依据。下面介绍一下国际标准化组织（ISO）和我国的听力零级之规定。

国际标准化组织（ISO）曾推荐过 5 个工业发达国家的标准气导参考零级，见表 5－7。

表 5－7　　ISO－389 推荐的五个国家的气导零级

频率（Hz） 高压级（dB） 国别	法国	德国	英国	美国	苏联
125	44.5	47.5	47	45.5	55
250	27.5	28.5	28	24.5	33
500	11.5	14.5	11.5	11	14.5
1 000	5.5	8	6.5	6.5	8.5
1 500	4.5	7.5	6.5	6.5	9

频率（Hz）＼高压级（dB）＼国别	法国	德国	英国	美国	苏联
2000	4.5	8	8	8.5	9
3000	5	6	8	7.5	10.5
4000	8	5.5	9.5	9	11.5
6000	17	8	8	8	18.5
8000	14.5	14.5	10	9.5	9.5
耳机型号	Audin 15	BeverDT48	STC 4026－A	WE705－A	TD6
仿真耳机或耦合腔	CNET 依真耳	NBS－9A 耦合腔	BS2024A 仿真耳	NBS－9A 耦合腔	TU－3 仿真耳

我国的气导听力标准零级，见表 5－8 所示。

表 5－8　　中国听力零级及其过渡于不同仿真耳机和耳机组合的声压级数值

频率（Hz）＼声压级（dB）＼仿真耳或耦合腔／耳机	中国计量科学研究院实验仿真耳机		NBS－9A 耦合腔		IEC－318 仿真耳	
	TDH－39	中国千阳 5 号	TDH－39	中国千阳 5 号	TDH－39	中国千阳 5 号
125	47.0	50.0	49.5	54.5	47.5	50.5
250	25.0	31.0	24.5	32.5	25.0	30.0
500	12.0	20.0	11.0	20.5	12.5	21.0
1 000	7.5	11.5	7.0	11.5	7.5	11.5
1 500	7.5	11.0	6.5	9.0	7.0	10.0
2000	7.0	11.5	5.5	7.5	7.0	11
3000	8.0	6.5	8.0	2.5	8.0	6.5
4000	8.5	6.5	7.5	3.5	8.5	7.0
6000	8.0	2.5	3.0	－2.5	7.5	3.0
8000	9.0	6.0	0	1.5	10.0	5.0
10000	18.0	13.0	11.0	7.0	17.0	13.0

由上所述，听力零级在不同的仿真耳和耳机组合所反映出来的声压级数值不同，中国零级与国际标准零级除高频（6kHz 和 8kHz）有较大差异外，其余各频率数

值差距不大，而中频部分几乎完全一致，见表 5－9。

表 5－9　　我国零级与 ISO 零级的比较

（仿真耳均为 NBS－9A，耳机均为 TDH－39/MX－41/AR）

频率（Hz）	中国零级	ISO 零级
125	49.5	45.0
250	24.5	25.5
500	11.0	11.5
1000	7.0	7.0
1 500	6.5	6.5
2000	5.5	9.0
3000	8.0	10.0
4000	7.5	9.5
6000	3.0	15.5
8000	0	13.0

现将采用 9－A 型耦合腔测定的各种耳机的推荐标准值列于表 5－10 中。

表 5－10　9－A 型耦合腔中的等听阈声压级的推荐值表中数值为由测量值修约到最靠近的 0.5dB 数值

耳机类别	等效听阈声压级，基准值为 20μp（dB）									
	125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	1 500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
BeyerIYF 带平耳垫 Telephonics	47.5	28.5	14.5	8.0	7.5	8.0	6.0	5.5	8.0	14.5
TDH39MX41/AR 垫	45.0	25.5	11.5	7.0	6.5	9.0	10.0	9.5	15.5	13.0

耳机应以 4～5N 的力（不包括耳机本身重量）在不产生声漏的情况下压到 9－A 型耦合腔上。

目前骨导零级尚无统一标准，各听力计生产厂家均自行制订，使与其所采用的气导零级相一致。这里应该注意，测试气导零级和骨导零级应按照下述方法进行测试。

测试气导零级即测出受检者的正常耳对一定型式的耳机所输出的能被感受的最小声信号，同时用一个经过修正而使其声学性能与测试耳机相同的监视耳机耦合到一定型式的仿真耳上，并通过与仿真耳相连接的声级计读出该声信号的声压级分贝值。而骨导零级是指正常耳（乳突）对一定型式的仿真乳突或仿真头骨上读出其分

贝值。一般骨导耳机是一个振荡器，其信号输出的计量是力分贝数（1dB 相当于 1μN）或加速度分贝数（1dB 相当于 $1cm/s^2$）。听力计制造厂家即以标准气导零级的声压级和骨导标准零级的加速度级（或力级）作为听力计的气导和骨导的 0dB，相对于这一 0dB 强度增减的分贝值，即听力记录表上的分贝数，则为听力级，以 dB（HL）表示。它与分贝（声压级）即 dB（SPL）表示两种不同的含义。后者用于声学计量，前者用于耳科领域，表示听力损失程度的计量。

（四）听力计的最大输出

听力计通过耳机输出的各种纯音信号，在增加到一定程度时即不能继续增强或不能保持其原来的声学特征而出现波形失真。另外，太强的声音信号不管人耳的听觉系统能否感受，但考虑到由于它具有强大的声压将首先被三叉神经所感受，并可能引起痛觉，且对于低频纯音信号更为严重。因此，听力计输出的纯音信号不需要亦不宜无限增强。一般听力计各纯音信号保持允许失真程度的强度极限称为最大输出。听力计的最大输出一般在听力计的技术说明书上均有详细规定，有的在其面板上注有明显标志。目前常用的简易筛选听力计的最大输出气导可限制在 60～80dB 已足够使用。

临床上，一般诊断用的听力计，其最大输出（听力级）如表 5－11 所示。

表 5－11　　听力计的最大输出

频率（Hz）	气导分贝（HL）	骨导分贝（HL）
125	65～75	
250	80～90	40～50
500	90～100	50～60
1000	100～110	60～70
1 500	100～110	60～70
2000	100～110	60～70
3000	100～110	50～70
4000	100～110	50～60
6000	90～100	
8000	80～90	
10000	70～80	

（五）听力计的衰减调节

一般听力计的衰减调节有两种方式，一种为无级连续衰减，用一个衰减电位计进行调节，如 Bekesy 自动描记听力计纯音信号的输出衰减即用无级连续衰减，这种

方式衰减平滑准确，故一些档次较高的听力计均采用无级连续衰减。另外一种为分档衰减，它是按照常规测听法的要求，强度调节以 5dB 为一档，有时还有微调装置，进退可以 2dB 甚至 1dB 为一档，这种分档衰减的纯音听力计多用于双耳响度平衡测试。

值得注意的是，听力计中的衰减调节应在不超出最大输出听力级的范围内进行。

（六）听力计的掩蔽噪声

听力计的掩蔽噪声，在测听过程中十分重要。因为在作气导测验时，当声音信号增强到一定程度即可绕过或通过颅骨传达到对侧，使对侧耳听到声音；有时声音也可由耳机的金属头带传至对侧。因此，即使被测耳的听力完全丧失，若对侧耳的听力较好，也能测出一条听力曲线即所谓“音影曲线”。故必须采用掩蔽噪声来使对侧耳的听力暂时受到干扰，以便获得被测侧的正确听阈。

掩蔽噪声由噪声发生器产生，亦由耳机输出。根据掩蔽的原理，只有相近的频率才能互相掩蔽，宽带白噪声要能掩蔽全部测试频率的纯音，势必需要增加总的噪声级以致影响测试结果，所以老式的听力计使用的掩蔽噪声一般是宽带白噪声，这样就必然会影响测试准确度。现代听力计的掩蔽噪声是将噪声发生器所产生的白噪声经窄带滤波器滤波，使其变成带宽只相当于以测试纯音为中心的 1 ~ 3 倍频程或更窄的带宽。这种处理后的窄带噪声再经放大和衰减，通过耳塞机输出，大大提高了掩蔽效果和测试准确度。现代听力计的最大掩蔽声级应不小于 100dB（SPL）。

（七）听力计的鉴定

听力计的鉴定一般需要仿真耳、仿真乳突、放大器、声级计和频率计等设备。目前我国对听力计的鉴定主要依靠听力计生产厂家、国家和某些省市计量机关及科研单位进行技术鉴定。鉴定项目包括频率精度（应优于 3%，在最大输出范围内失真度不大于 3%）、衰减精度（以 5dB 分档者，每档误差不超过 dB，在最大输出范围内总误差应不大于 3dB）、零级等。其中零级最为重要，尤其是在作有关听力的基础研究时，若不能确切知道所使用的听力计的零级标准并保持其恒定，则所得测试数据将毫无意义。因为零级代表着一个国家或地区的听力标准。

一般使用的听力计在其信号输出的线路中都装有调节电位器，因而零级调整可通过调节电位器达到所需要的零级标准，但这都必须在仿真耳和声级计上进行准确调试。如果输出线路中所使用的为固定电阻，必要时也必须更换，使其达到测试要求。

临床所使用的听力计不一定要求如此严格，但使用者亦应掌握其零级的实际声压级。对新购置的听力计，首先应详细阅读其技术说明书，熟悉其原理和正确的操作测试方法。一般听力计均附有出厂鉴定记录，说明其所采用的零级标准和出厂时的实测数据，但如经过长途运输，常会发生机件损坏，因而使用前要先行鉴定。对

于长期使用的听力计亦应加强定期鉴定和零件更换，尤其是耳机垫圈长期使用极易变形，常会影响测试的精确度。平时亦可用 10 ~ 15 名听力正常的青年人作定期测验，以监视所用听力计的性能是否正常。总之，听力计是比较精密的计量工具，其既定数据一定要保持准确，故在测试以前，对其进行定期鉴定是完全必要的。

二、气导听阈的测验

气导听阈测验方法较多，现将一般常用的测验方法介绍于后。

（一）要有合格的隔音室

隔音室一般分单室和双室两种。隔音室宜设在建筑物的僻静处，并远离电动机、电梯、自来水管等易产生噪声的场所。隔音室的墙壁、层顶、地板必须使用隔音和吸音材料，隔音室应设有双道门户。但一般临床听力测试的隔音室并不需要昂贵复杂的建筑。测试时，只要求隔音室内的噪声级不得超过 30dB，否则将因掩蔽作用而影响测验结果。气导耳机一般装有橡胶或塑料海绵状垫圈，可将环境噪声衰减掉 10 ~ 20dB，因此 30dB 左右的室内噪声对气导测验不会带来明显影响，但在骨导测验时，30dB 的室内噪声将会带来很大误差。

（二）测试前的准备

开始测试前应将测验方法和要求仔细地向受检者说明并取得配合，以保证检查顺利进行。若听力计为电子管式的，测试前应先进行预热，保证电子管处于良好的工作状态。对于晶体管式的听力计则无需进行预热，开机后即可进行测试。测试时，如果隔音室为一室，则让受检者或患者背靠听力计而坐，先戴上耳机，并让试听几个频率的纯音，使其预先了解测试声音的感受，以便取得受检者的配合。这一点对于耳鸣患者更为重要，否则将影响测试结果并使测试难于顺利进行。

（三）选取敏感测试纯音

实践证明，听觉器官对频率为 1kHz 的纯音比较敏感。故一般先从这个音频开始测验。以后依次测试高频，再测低频。

测试每个频率的纯音听阈时，通常使用极限法，即先用衰减器将音强迅速调高到超过听力损失的预计水平，待受检者表示听到后，再将声音减弱至受检者听不到为止。然后在此二极限之间，以 5dB 为一档上下增减，使其逐渐接近听阈。亦有使用升值法测试听阈，测试时，先将音强从小到大进行调节，直至受检者听到为止，这一方法常使测得的听阈较实际听阈为高。另外，还有一种降值法，即先将音强从大到小进行调节，直到受检者听到为止。这种降值法由于“声记忆”的影响，往往使测得的听阈值低于实际数值。

为使测试结果比较准确，上述测验重复进行 2 ~ 3 次。如果每次结果基本一致，测可确定其为该纯音的听阈大小。一般宜于在测定其他频率后，再一次测验频率为

1kHz 的纯音听阈，以确保测验的可靠性和准确性。

（四）防止听觉疲劳

为了避免产生听觉疲劳、适应或阈音衰变，在测试时采用继续音或间歇使用阻断开关，则可获得更为准确的结果。在一些患者测试中，每次测得的听阈很不一致，究其原因，一方面可能是操作人员的操作不够熟练准确，另一方面与患者适应或阈音衰变有关。即听觉器官对持续不变的微弱声音带不易察觉，而同等强度的声音如以间断方式出现，则听觉器官比较容易察觉。

（五）防止出现“音影曲线”

若患者两侧听力损失不同时，一般先在听力较好的一侧进行测试。如果患者两侧听力差别大于 40dB 时，在测验听力较差侧时，因所用声强较大，声音可经空气和颅骨传至对侧耳蜗，发生所谓“音影曲线”。故在两耳听力差别大于 30～40dB 时，在测验听力较差侧时，对侧必须应用掩蔽噪声。至于掩蔽噪声的强度则应根据听力具体情况而定，若掩蔽噪声太强可影响被测耳的听阈。

（六）选择测试频率

一般测试频率仅限于 250Hz、500Hz、2000Hz、4000Hz 和 8 000Hz，如果听力曲线很不规则，必要时可加测其他频试频率，否测患者产生疲劳影响测试结果。

（七）防止驻波假象

在测定 8kHz 的气导时，有时会发现明显的听力损失，这是一种假象，并不代表患者的真正听力。从声学原理可以分析出这是一种驻波假象，因为当一个纯音导入一个长度和它的波长相等而一端封闭的管腔时，由封闭端所反射的声波与由开放端继续导入的声波发生叠加现象。由于这两个声波的相位相反，相叠加结果将互相抵消形成驻波，于是在外耳中传音的空气介质停止振动，导致患者听不到 8kHz 的纯音信号。一般气导耳机的膜片和鼓膜的距离为 4cm 左右，而 8kHz 的纯音信号波长也约为 4cm，实际的外耳道和上述管腔结构相仿，故出现驻波假象。如有这种现象出现，可将耳机稍微向外侧移动，患者即可听到 8kHz 的纯音信号，但是仍比正常为弱。这是因为部分振幅被抵消而造成的信号衰减。

三、骨导听阈的测验

临床上骨导听阈的测验方法较多，一般有常规骨导测验，感音敏度测验、骨导噪声的干扰作用比较法、气骨导噪声的干扰作用比较法和音影法。

（一）常规骨导的测验方法

目前常规骨导的测验方法与前述气导测验方法相似。先将骨导耳机固定于额部正中或乳突部。一般的新型听力计都用助听器式的小型骨导耳机，并带有弹性的金

属头带，两耳戴上气导耳机并在对侧耳采用噪声掩蔽。旧式的骨导耳机体积较大，测试时患者必须用手固定。开始测试时，也和气导测验一样，先通过骨导耳机发放几种频率的纯音信号让患者试听，并取得患者配合。试听时应特别注意区别低频纯音所引起的是听觉，还是振动的感觉。然后按气导测验的步骤和方法进行测验。

在骨导测验的过程中，应特别注意听力计的骨导标准、骨导耳机的部位和压力、气导耳机的封闭作用以及交叉听力等因素都能影响骨导测验结果，现对上述因素分别说明如下：

1. 骨导测验时骨导耳机放置的部位和压力相当重要。因为乳突各部组织结构相差较大，导音能力也不相同，其各处听阈差别可达 10dB 左右，故测验时应先将骨导耳机试放于乳突各处，寻找音强感觉最强的部位，该处即是耳机放置的最佳位置，而耳机与乳突部之间的压力以 400g 为最佳，临床实践证明，耳机的压力在 100 ~ 400g 范围内的轻度增减对频率为 500 ~ 2000Hz 的听阈无明显影响，但在测验频率为 250Hz 的音频信号时，这种压力的改变能引起 5 ~ 20dB 的听阈变化。而压力为 400g 时各种频率的骨导都比较敏感和稳定，若耳机压力超过 400g 时，患者将有不适感，甚至产生疼痛，分散注意力，影响测听结果。故骨导耳机的压力以 400s 为宜。测验时，固定耳机的一般金属弹性头带即能达到 400g 压力，这对成人的测试已能完全符合要求，但在测验头颅较小的儿童时，可以根据实际情况适当调整压力的大小。

2. 利用气导耳机的封闭作用，可使戴用气导耳机后改善对 250Hz 和 500Hz 的骨导效果。因为临床测试时，戴上气导耳机可以产生和封闭外耳道一样的效果，能造成耳道内阻抗增加。改变了原来的共振特性，当刺激的音频接近传导机构的共振频率时，迷路内的声能最易向外消散，若封闭外耳道，则可减少这种消散而保持耳道声能，而鼓膜与听骨链的共振频率均为低频率，故对低频的骨导（250Hz 和 500Hz）有所改善。

3. 避免交叉听力。测试时，声波自一侧乳突部经颅骨传到对侧损失很小，特别是低频音衰减更少。一般对 500Hz 的纯音平均衰减仅为 2.5dB，1 ~ 2kHz 音频衰减也低于 10dB。因此，当测验低频音时，两侧耳蜗基本受到同等刺激，所测得的骨导听阈常属于骨导较好侧，这样一来，测验骨导较差的一侧时，实际上所测得听阈属于对侧，即属于交叉听力。因此，骨导测验时须在对侧使用掩蔽噪声才能避免交叉听力的影响。

4. 听力计的骨导标准，目前国际上尚无统一标准，各听力计生产厂家大多自行制订，但必须与其采用的气导标准相一致。

临床上为了避免上述因素对测量结果的影响，曾经在测试方法上作了许多改进，但为了验证上述测试结果，还可采用下述几种方法进行印证。

（二）感音敏度的测验方法

1. 感音敏度的测验原理

在一定强度的骨导噪声干扰下，正常者和传音性聋患者的气导听力’将有明显改变。若感音性聋患者的骨导减退，等量骨导噪声的干扰所引起的气导听力改变较少，感音性聋愈重，气导改变愈少。因而，即可在等量的骨导噪声干扰下对正常者和患者的气导听阈改变程度进行对比，二者之差即为患者的感音敏度，也就是患者的骨导听阈大小。

2. 测试的基本方法

首先测定一批正常青年在骨导噪声干扰下其气导听阈改变的标准数值。为此可将骨导耳机放在正额部正中部位，两耳戴上气导耳机，按照常规法测定各频率的气导听阈，然后在骨导耳机中发放噪声，重测各频率的气导听阈，而噪声的强度以能提高气导听阈 50dB 为宜。再依次计算每一音频的两次气导听阈的差值，然后再取所有正常者的上述气导阈差的平均值即为听阈改变的标准数值。

按照上述方法测定患者在噪声干扰发放前和发放时的气导听阈（测定时噪声强度应保持不变），求出每一音频的两次听阈的差值。这时对应于每一音频的两次听阈的差值与相应音频的标准数值之差即为患者的骨导听阈。若令 A 表示无噪声干扰时正常人的气导听阈；B 表示噪声干扰时正常人气导听阈；C 表示无噪声干扰时患者的气导听阈；D 表示噪声干扰时患者的气导听阈；E 表示患者的骨导听阈，则

$$E = (B - A) - (D - C)$$

感音敏度测验较常规骨导测验操作复杂，耗时较多，但可以不采用掩蔽法就能避免交叉听力的干扰。且对听力计的校准要求不高。同时由于双侧气导耳机的应用，若采用以低音为中心的窄带噪声则有较好的封闭作用。这种封闭作用在测定标准数值或纯感音性聋患者时完全相同，也无需将这一因素校准。若为传音性聋，则由于封闭作用对骨导噪声无影响或影响甚微，使测得的骨导听阈要比实际数值略高一些，在分析测试结果时，应注意这一因素的影响，特别是在 250Hz 和 500Hz，其误差可达 10 ~ 15dB 左右，在高频时则误差较小。

（三）音影法

骨导听阈的音影法测验是基于下述原理，即当骨导音传入颅骨后，两侧耳蜗受到的刺激基本相等，故测得的听阈必然属于骨导较好的一侧，而在测验骨导较差侧时，若在对侧用气导噪声加以干扰，并逐渐增加其干扰强度，则骨导听阈将随之相应提高，表明这时所测得的骨导听阈实际上是对侧耳的骨导听阈，即所谓“音影作用”。当测试音强达到被侧耳听阈时，则骨导听阈就不再随对侧气导噪声的增加而提高，即发生所谓“音影作用”消失。这样就能获得被测耳的真正骨导听阈。

若两耳骨导相等或被测耳的骨导较好，则测验时不会出现“音影作用”，即听阈不因对侧噪声的应用而上升。

这一测试方法不受气导耳机封闭作用的影响，即使对侧是重度传音性聋也能避免交叉听力的影响而测得较为准确的骨导听阈。

测试时，先按照常规骨导测试方法测定两侧气导听阈，再把骨导耳机放在被测耳乳突部或额部正中，应用耳塞型的气导耳机在对侧耳发放强度和掩蔽作用程度基本一致的窄带噪声（即10dB的噪声可产生10dB的掩蔽作用），其起始强度应与对侧耳的气导听阈相等，然后测验骨导，每次增加噪声10dB后重复进行骨导测验。观察骨导听阈是否随之提高，直到进一步增加噪声时不再影响骨导听阈为止。这时测得的骨导听阈即为被测耳的听阈，这种测试方法的最大缺点是其最大有效掩蔽声级受最大噪声输出的限制。一般临床上通用的最大噪声输出为100dB，最大有效掩蔽声级为90dB。患侧的骨导只有在它的损失程度不超过噪声所能产生最大输出的掩蔽作用的条件下才能测定。例如左侧有仍dB的传音性聋，要求有60dB的噪声级才开始对它产生作用，噪声最大有效掩蔽为90dB。这时它能产生的最大掩蔽作用为90－60＝30dB。右耳所能测定的最高骨导听阈即为30dB。

（四）气骨导噪声的干扰作用比较法（Rainville法）

测试时，首先按照常规气导测验方法测定各频率的气导听阈，然后在气导耳机中发放测试音并保持其听阈强度，同时再通过同一耳机发放噪声并逐渐增加其强度，直到纯音的听觉被噪声掩蔽为止，记录气导噪声的声级。按照这一方法再次在气导耳机中发放同一纯音，噪声则由骨导耳机发放并逐渐增加其强度，直到气导纯音信号消失，记录骨导噪声的声级。再将骨导噪声级减去气导噪声级所得的差值即为该频率的骨导听阈。由上所述，Rainville法是通过比较气导噪声和骨导噪声对气导听阈的干扰作用，从而得出其骨导听阈，显然这一测试方法不受对侧听力的影响，可避免交叉听力的发生，但是测试时所采用为持续阈音，有可能产生听觉适应，从而引起骨导听阈的测量误差。

（五）气导噪声的干扰作用比较法（改良后的Rainville测验法）

测试时，首先在一定人数的正常青年中测定各频率纯音的听阈被掩蔽所需噪声级的正常值。为此先让正常青年人戴上气导耳机，以断续音测定气导听阈，然后置骨导耳机于额部正中并发放噪声，直到纯音被掩蔽为止，记录噪声的声级。这样逐个测试，然后取正常青年测得的此项数据的平均值即为所需噪声级的正常值。按照这一方法再测定患者的气导听阈，及其被掩蔽所需的骨导噪声级。由此就可以求出相应频率的骨导听阈。即从患者掩蔽纯音听阈所需的骨导噪声级减去正常值即得到该频率的骨导听阈。

改良的Rainville测验法即是比较正常者和患者的骨导噪声对气导对听阈的影响。由于所用噪声单独由骨导耳机发放，因此，不必比较气导和骨导噪声的强度，给测试带来了方便。此外测试时所用设备简单，测试方法也简便省时，测试时亦可避免声音信号传至对侧的缺点，但气导耳机的封闭作用，将造成耳道内阻抗增加，改变了原来的共振特性，使低音的骨导有所改变。

这里，噪声强度和掩蔽作用之间并不呈良好的线性关系，因此，其正确性比常规骨导测验所得数值略低。

四、听阈测验中的掩蔽问题

如前所述，测验气导时声音信号增强至一定程度即可绕过或通过颅骨传达到对侧，使对侧耳听到声音，有时声音也可由耳机的金属头带传导至对侧，这样一来，即使被测耳的听力完全消失，若其对侧听力尚好，这时亦能测得一条听力曲线（所谓音影曲线）。测验骨导时声音通过颅骨传至对侧衰减的声能很小。因此在测验听力时，特别是在骨导测验中必须用掩蔽法来使对侧的听力暂时受到干扰，以便获得被测耳的正确听阈。但是噪声发放时，由于听觉传出纤维与两侧上橄榄核和对侧耳蜗有内在联系，刺激上橄榄核能使对侧耳蜗的传入冲动减弱，故一侧的噪声可通过中枢的掩蔽而影响对侧的听阈。噪声也使受检者注意力分散，使测得的听阈比实际情况低。因此，测试时掩蔽噪声的使用条件和掩蔽噪声的强度的选择应引起测试者的注意。

（一）掩蔽噪声的使用条件

若两侧气导听阈差别大小 30dB，测验较差侧的气导听阈时，对侧耳应该使用掩蔽噪声；若骨导声音自一侧传至对侧时，声强衰减一般不超过 10dB，因此骨导测验均应按照常规在对侧耳使用掩蔽声。在重度传音性聋的患者中，测听时所用的声强较大，声音可通过耳机引起颅骨振动而传至对侧，在低频时此种振动尤为显著。因此，这类患者即使两侧气导听阈差别小于 30dB，气导测验时亦应使用掩蔽声。对于两侧骨导听阈不等的患者，可首先分别以各种常用的测验音来施行骨导偏向测验。测验偏向侧（即骨导较好侧）的骨导时，对侧不须施加掩蔽声，而在测试听力较差的一侧时，对侧必须施加掩蔽。在有重振现象的患者中，偏向的方向可因声强的不同而改善。在混合性聋的患者中，低频音可能偏向患侧，高频音又转而偏向健侧，则在测低频骨导听力时不须要加掩蔽，而测高频时健侧应加掩蔽，测试时可根据具体情况参考上述原则灵活运用，以提高听阈的测试精确度。

（二）掩蔽声强度的选择

目前听力计上所使用掩蔽声有二种，即白噪声和窄带噪声。两者以窄带噪声的掩蔽效果最佳。因为在听阈测试时，如用一种声音掩蔽另一种声音，其掩蔽效果全视这两种声音频率上的差别而定。频率愈接近，其掩蔽作用愈大。一般的白噪声含有各种频率成分，能对各种测试音起掩蔽作用，但由于听力计中噪声发生器发出的白噪声的频谱特性不一定符合听力测验的特定要求。其低频和高频成分，尤其是低频段中的 125Hz 和 250Hz 频带处的强度不够，不能掩蔽测试音。而且白噪声中对受检者起掩蔽作用的部分主要是以测试音为中心的一段音频，其余大部分音频只是增加噪声的总声级，而不起掩蔽作用。因此，目前先进的听力计都采用窄带噪声，它是以测试音为中心的一段频带的噪声，测听时随着测试音的改变，窄带掩蔽声亦作

相应的改变，这样就能以较小的声强起较大的掩蔽作用，增强了掩蔽效果。

掩蔽声强度的选择，一般考虑以下几个因素：

1. 一般掩蔽声强度应比掩蔽侧的气导听阈高 30dB，否则起不到掩蔽作用；

2. 掩蔽声的强度过高，将同时掩蔽被测侧，影响测得的听阈；

3. 掩蔽声强的最大限度即为最大可用掩蔽声强。其强度一般不应超过被测侧的气导听阈 80dB；

4. 不同病理所致听力减退，如有重振现象的感音性聋和传音性聋，所需的掩蔽声强就不同，故不能对所有患者采用统一的声强来掩蔽。如掩蔽侧的传音性聋程度较重，常因听力计所能提供的最大掩蔽级还不能起到有效的掩蔽作用，给测试带来困难。目前窄带噪声的应用可降低有效掩蔽级。又因采用耳塞型的微型耳机，缩小了耳机和头颅的接触面积，使两耳间声音传播减小到最低程度，避免了影响被测侧听阈数值精确度的不利因素，这一问题得到了一定程度的解决。

五、听力曲线的记录方法

听力曲线的记录方法比较简单，但所用符号很不一致，常给阅读带来困难和不便。下面介绍一种较为合适的记录方法，如图 5－27。

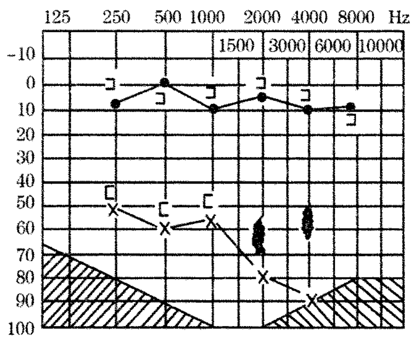


图 5－27－1　听力曲线的绘制

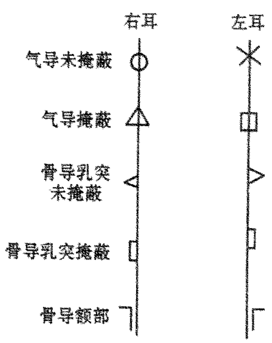


图 5－27－2　常用记录符号

（一）常用的记录方法

1. **右耳气导**

右耳每个频率的听阈以“O”来表示，而每个“O”之间则用直线连接。若左右两耳的曲线绘在同一曲线图上，一般可以红色符号代表右侧，蓝色符号代表左侧。

2. **左耳气导**

每个频率的听阈以“×”表示，而每个“×”之间用直线连接。

3. **骨导符号**

右侧骨导以红色“［”来表示，并绘于频率线的右侧。左侧骨导以蓝色“］”来表示，并绘于频率线的左侧。

4. **听力损失**

若患者不能听得最大听力级强度（听力计最大输出时）的气导音，则用“↓”的符号绘在曲线图的相应部位。若为骨导则以“⦋”或“⦌”表示之。这样可使阅读者明了这些音频已测，但患者听不到声音信号。另外，在听力曲线图上应注明使用的掩蔽及其声级。

（二）常见的听力曲线

1. **正常听力曲线**

实际的测验证明，即使测验方法正确无误，受检者的反应也很正常，则所测定的听阈和其实际听力也有 5～10dB 的差异。在低频端差异可能更大。由于测试条件不尽完全相同，所以正常人的听力曲线并不都在 0dB（听力级 HL）的水平上。一般只要听力曲线在 20dB 水平以内者均可作为听力正常论。同理，同一患者各次测定的听阈差别不超过 10dB 者，不应视作听力变化，只有相邻的两上以上频率的听阈高于或低于原来的听阈 10dB 以上时，才能判断为听力发生改变。

2. **传音性聋**

传音性聋的听力曲线如图 5－28 所示，它的特点是骨导正常，气导下降，气骨导差距愈大，则表示传音性聋的程度愈重。若气、骨导差距超过 60dB 时，应怀疑听力曲线的可靠性。因为传音性聋的气导损失一般不超过 60dB，60dB 以上的声音通过骨导不仅可传入同侧内耳，而且可传至对侧内耳，因此类似上述情况常为患侧有严重的感音性聋，测验时对侧所用的掩蔽噪声不足或未用掩蔽噪声所致。由于患侧的骨导属交叉听力，曲线的形状可和对侧相似。在对侧使用适量的掩蔽声的条件下重测听力即可发现它不过是对侧耳蜗出现交叉听力的结果。分析时应引起特别注意。

由于测验时气导和骨导本身均可各有 10dB 的容许差异，因此两条曲线可互不重叠或交织。一般气、骨导差距少于 20dB 者，并不一定患有传音性聋，除非 250Hz 音叉的气骨导差值测验结果阴性或气骨导相等。气骨导差距在 20～30dB 者可称轻度传音性聋，气骨导之差最大者可达 60dB，常为听骨链中断，畸形或镫骨完全固定及

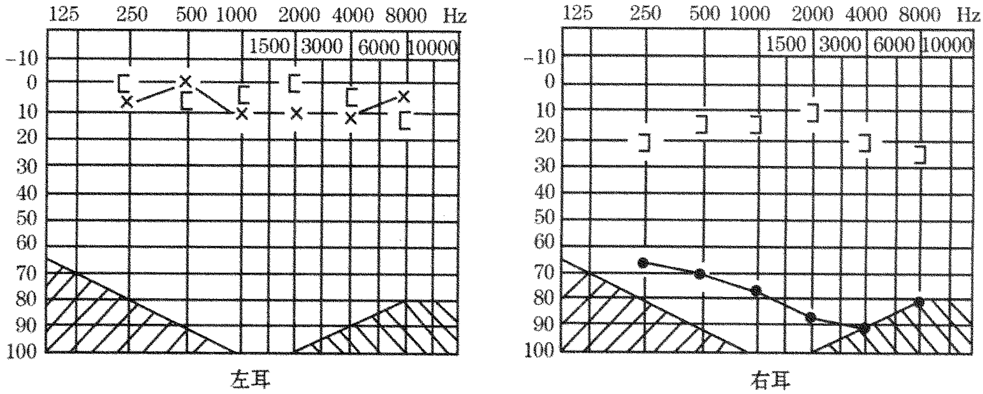


图 5 – 28　**传音性聋的听力曲线**

右侧假传音性聋，左侧使用掩蔽噪声重测右侧时，不能测得骨导，

表示图上的骨导记录实属“音影听力”

外耳道闭锁等所致。传音性聋的气导曲线一般比较平坦。如病变主要影响传导结构的劲度时，则听力损失可以低频为主。

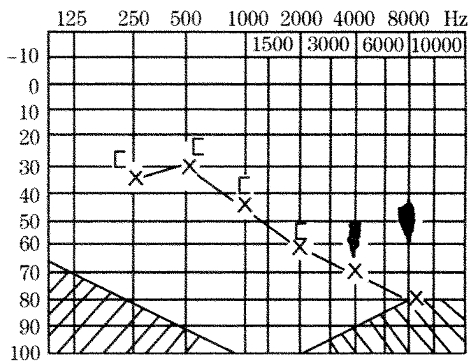


图 5 – 29　**感音性聋**

3. **感音神经性聋**

感音神经性聋亦称感音性聋。它的特点是气、骨导曲线均相应下降，如图 5 – 29 **所示。由于这种耳聋一般均先影响高频听力，然后再逐渐影响其他频率的听力，所以听力曲线常呈向高频倾斜的斜坡型。**

若气、骨导曲线均呈谷状缺损所示如图 5 – 30**，这种患者常示噪声性聋；若高频听力下降呈陡峻形，如图** 5 – 31 **所示，这种患者常示耳蜗性聋。这是由于基底膜上不同的部位接受不同的音频时，耳蜗中出现局限性病变可引起各种性质不同的听力损失。**

4. **混合性聋**

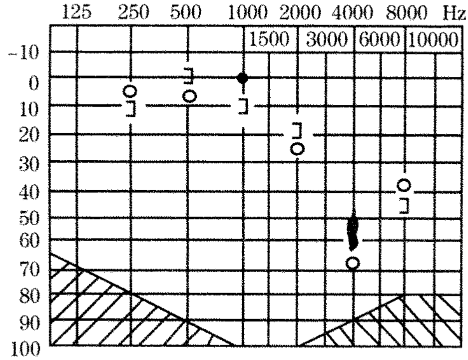


图 5 – 30　噪声性聋

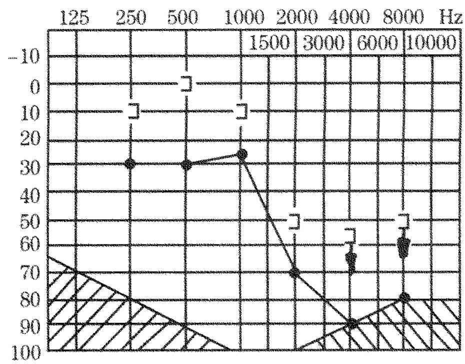


图 5 – 31　耳蜗性聋陡峻形高音听力下降

混合性聋的听力曲线常兼有传音性聋和感音性聋的双重特点，如图 5 – 32 所示。其听力曲线的特点是低频以传音性聋为主，气、骨导阈之间有明显差距，而高频听力则气、骨导均显著下降，两者之间差距消失或仅有微小差异。

第六节　自描听力计

自描听力计具有一般听力计的性能，可以测定受试者的听阈。对听觉有无损害和损害程度的诊断价值与听力计相同。自描听力计可给出自描听力曲线，由于它采用连续扫频，故能发现受检者在任何频带的听力缺损，对噪声性聋的早期发现比较一般的纯音听力计灵敏准确。同时在自描听力曲线上，可以同时观察有无疲劳和重振现象。特别是对感音神经性聋的定位诊断具有重要的参考价值。它是现代听力测验的一种重要手段。

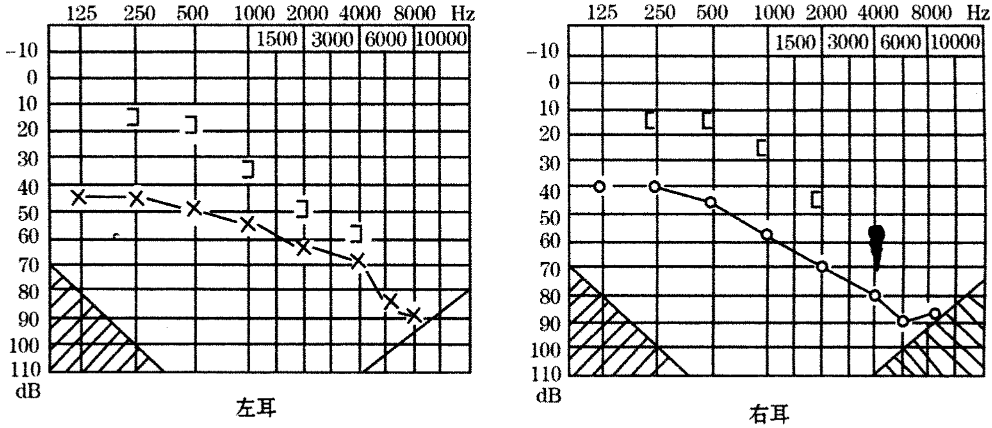


图 5－32　混合性聋

一、自描听力计的组成

自描听力计亦称 Bekesy 听力计。这种听力计由两大部分组成，即宽频双通道纯音听力计和一个 X－Y 记录仪，如图 5－33 所示。

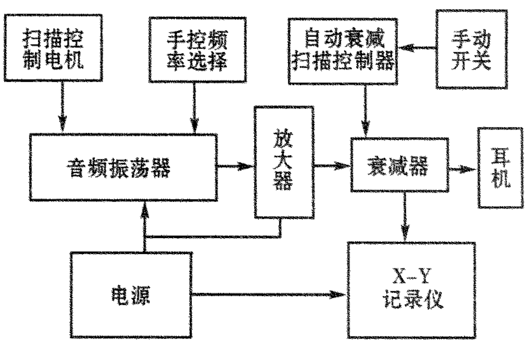


图 5－33　自描听力计方框图

宽频双通道纯音听力计的音频振荡器可在 100～10000Hz 的频率范围内发放连续的纯音信号和短续的脉冲音。连续的纯音信号（连续音）的频率转换由电动机控制音频振荡器振荡槽路的可变电容器，可在上述频率范围内，由低到高或由高到低连续改变连续音的频率。这种频率改变称作扫频式。若由检查者通过频率选择开关任意选择某一频率，一般称作固频式。信号强度的改变由衰减器电动机控制，而衰减器电动机的手控开关则由受检者来控制。当受检者听到声音时即按开关，这时自动衰减扫描控制器中的衰减器电动机向相反方向转动，声音逐渐由大到小，待听不到声音时，受检者再放松开关，这时衰减器又向相反方向转动，声音又由小到大；待

听到后再按开关。按照这一规律，周而复始地进行测试，这时通过 X—Y 记录仪上的描笔在听力表上即可绘出一个锯齿形的听阈曲线。各锯齿（亦称波幅或冲程）中点的连线即相当于一般纯音听力曲线，可按一般纯音听力曲线进行分析。

由上所述，自描听力计在作扫频式工作时，其信号频率和强度同时改变，强度的大小在受检者的控制下交替增减，而频率则连续向一个方向变化。由于自描听力计的型号不同，设计时其信号频率和强度改变的速度也各不相同。一般扫频的速度有 3 种（一般取中速为宜）：频率改变慢速为每分钟 0.5 倍频程。中速为每分钟一个倍频程；快速为每分钟 2 个倍频程。扫完全程所需时间分别为 14min、7min 和 3.5min。而强度变化慢速为 1.25dB/s；中速为 2.5dB/s；快速为 5dB/s。自描听力计在作固频测试时，信号频率固定不变，而强度变化与扫频工作时相同。

一般自描听力计多用于气导测试，必要时对侧亦应加掩蔽，否则也会出现音影曲线影响测试结果。但也有持相反意见认为掩蔽本身也会影响测试结果。因此，自描听力计的掩蔽问题尚无统一定论，有待进一步研究。

二、自描听力计的描记

（一）扫频式描记

纯音信号频率变化范围为 100 ~ 1000Hz，一般选用由低到高的变化方式。再选择好频率和强度变化的速度（一般取中速为宜），先后以脉冲音和连续音在 X – Y 记录仪的同一张听力表上描记出两条锯齿形曲线。

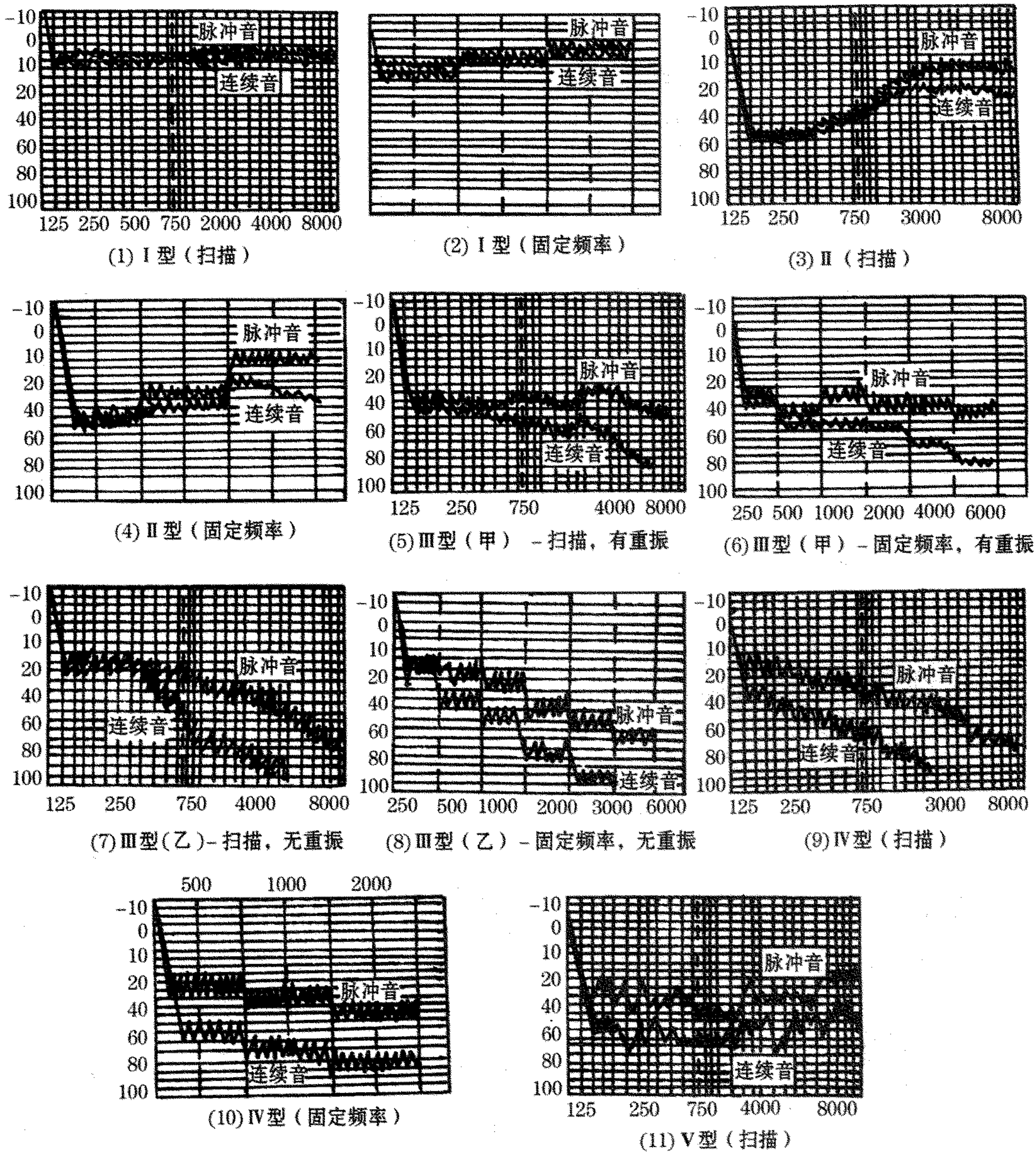
根据所描记的两条曲线的位置和波幅大小，自描听力图一般可划分为五种类型如图 5 – 34。

Ⅰ型，两条曲线完全迭合，波幅大小在全频程中基本不变，Ⅱ型，两条曲线在低频处完全迭合，在中频（1000Hz）以上出现分离，脉冲音曲线在上方，连续音曲线在下方，两者距离可达 10 ~ 15dB，一般不超过 20dB。连续音曲线波幅随曲线的分离可完全重合，但不久（大约在 500Hz）即开始分离，连续音听阈迅速提高，即其曲线比脉冲音曲线下降 20dB，有时下降达 40 ~ 50dB，此型听力曲线又可分为两种情况，一部分连续音波幅随曲线分离而缩小，另一部分则波幅基本不变。Ⅳ型，两条曲线在开始时就分离，连续音曲线处于脉冲音曲线下方 20dB 或更多的区间，两条曲线几乎平行前进，连续音曲线波幅一般保持不变。Ⅴ型，两条曲线可全程分离或部分分离，连续音曲线反在脉冲音曲线之上，两条曲线波幅都不规则，大小不等，出现这种曲线，表示受检者中枢功能处于不正常状态，属于非器质性病变。

（二）固频式描记

首先选择有代表的频率，如 500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz、6000Hz、8000Hz 音进行测试，强度变化速度同扫频式相同，再以同一频率的脉冲音和连续音在同一

听力表上分别绘出两条曲线如图 5－34。这两条曲线的位置关系，一般与相对应的扫描曲线一致。例如，扫描曲线在 500Hz 处，脉冲音和连续音亦表现完全叠合，则在 500Hz 的固频测试中脉冲音和连续音亦完全叠合。如扫频曲线两线分离，则在相应的固频曲线上两线亦表现分离，其分离的程度一般比扫描曲线上的距离略大，波幅的改变也与扫描曲线相一致。



(1) Ⅰ型（扫描）　(2) Ⅰ型（固定频率）　(3) Ⅱ（扫描）

(4) Ⅱ型（固定频率）　(5) Ⅲ型（甲）－扫描，有重振　(6) Ⅲ型（甲）－固定频率，有重振

(7) Ⅲ型（乙）－扫描，无重振　(8) Ⅲ型（乙）－固定频率，无重振　(9) Ⅳ型（扫描）

(10) Ⅳ型（固定频率）　(11) Ⅴ型（扫描）

图 5－34　自描曲线的类型

三、自描听力曲线的特点

（一）连续音曲线和脉冲音线的分离

一般认为自描听力曲线上连续音曲线和脉冲音曲线分离的现象是一种听觉疲劳（病理性适应）的表现。脉冲音刺激不容易发生听觉疲劳，故脉冲音曲线代表受检者的真正听阈。连续音刺激易产生听觉疲劳，故使受检者听阈暂时上升，即在听力表上连续音曲线的位置下降。因而连续音曲线和脉冲音曲线出现分离现象。分离的程度愈大，表示受检者疲劳愈严重。在自描听力曲线上还会出现如下几种情况：

1. Ⅰ型曲线两线完全叠合，表示无疲劳现象，如正常人、传音性聋和一部分感音性聋（如老年聋，部分美尼尔氏病所致耳聋等）。正常人的Ⅰ型曲线和有听觉损害的Ⅰ型曲线区别仅在于听阈不同。

2. Ⅱ型和一部分Ⅲ型曲线表示有不同程度的听觉疲劳，常见于活动期的耳蜗病变，如突发性聋、急性噪声外伤等。

3. 大部分Ⅲ型和Ⅳ型曲线表示有严重疲劳，多见于蜗后病变。

Ⅴ型曲线两线分离，出现连续音曲线在上，而脉冲音在下的翻转现象，它是非器质性病变的特点，而不能用疲劳现象进行解释。Ⅴ型曲线的这一特点是分析诊断非器质性聋的重要的临床手段之一。

（二）波幅缩小

波幅缩小一般认为有重振现象。波幅愈小表示重振愈严重。波幅缩小可能是一种听觉疲劳的外在表现。

综上所述，自描听力计利用其描记曲线对耳聋的诊断，特别是对感音神经性聋的定位诊断具有重要意义。但是自描听力计描记时，必须由受检者自己操作，操作复杂，时间又长，故受检者必须高度合作，反应敏捷，否则将影响测试的准确性。但是，自描听力计仍然是现代听力测验中的一种重要手段。当然，和其他听力检查一样，测验结果也要结合临床表现综合分析，才能给出正确的诊断。

第七节　阈上听力检查装置

阈上听力检查亦称超听阈听力检查，它是用强度超过受检耳听阈的声音来检查其听觉功能。语言听力亦属于阈上听力，因为语言声信号达到听阈水平的强度虽然能被人们所感知，但必须有更强的声能才能真正理解其内容。一般听阈听力级相同的聋耳，其实际听力并不一定相同，而有较大的差异。这就是说，各种聋耳的阈上

听觉功能常有较大的差异，这种差异在临床诊断和听力学上都有重要的指导意义。例如，对患者作阈上听力检查的重振测验，一方面是作为诊断的依据，另一方面指导患者采用哪种型式的助听器才符合听力学的要求；若患者有十分明显的重振现象，配戴一般的助听器常常不适用，因为放大声强后，将使语言刺耳，语言识别率反而明显降低，故必须配戴有限制最大输出功能的新型助听器才能提高或改善患者的语言分辨力。

这一节主要介绍纯音阈上听力的测验，其内容是：重振检查、听觉疲劳和病理性适应的测验。

一、重振检查

在耳科学的研究中，经常发现人耳对声音主观判断的响度是随着声音强度的变化而改变，两者之间的增减的程度上具有一定的对应关系。在一些听觉异常的患者中，某种程度的声强增加所产生的响度增长程度可大于正常的响度增长程度（即当声强逐渐增强时，响度的增长速度超过一般速度），这种现象称为重振（或称复响）。例如患侧听力损失 30dB，当声强增加到 90dB，该侧的响度和正常侧相等，这种现象称完全重振；若在强声刺激下，患侧的响度反比健侧大时，则称为过度重振；若只能接近健侧时，则称不全重振；若两侧听力差别始终为 30dB，则无重振；若声强逐渐增加时，患侧的响度增长反而变慢，则称为反重振或减振。

一般认为重振是耳蜗病变的表现，而反重振则为听神经病变的特征。一般测验重振的方法很多，主要分为直接测验和间接测验。其中，直接测验有响度平衡测验；间接测验有不适响度阈测验、强度辨差阈测验、短增时敏感指数测验、自描听力计测验、镫骨肌反射阈测验和语言识别阈测验等。现将其中几个主要的测验方法分别介绍于下：

（一）重振测验的直接测验法

1. 双耳响度平衡测验

双耳响度平衡测验一般使用纯音听力计就可进行测验。它是鉴别耳蜗和蜗后病变的常规听力检查之一。

测验时，不要求对侧听力完全正常。首先测验两侧的纯音听力曲线，若对侧听力正常，则可用任何中频音（包括 4000Hz）进行测验；若对侧也有听力损失，则可选择两侧听力级差别在 20dB 以上的音频进行测验。

若听力计具有双耳交替响度平衡装置，则可利用这一装置在两侧气导耳机中交替发放选定的纯音。

开始测验时，首先将健侧的声强提高到听阈以上 20dB，再在两侧交替发放上述纯音信号，同时再逐渐提高患侧的声强，直到患者感到两侧响度相等，即达到了响度平衡。

若所用听力计的平衡装置只能进行 5dB 分档调节，不能进行微调（1dB 或 2dB），这样两侧响度常不能得到满意的平衡调节，即患侧响度不是稍强便是稍弱于健侧的响度。因此，可用其平均值作为最后的数值。然后逐次将健侧的声强增加 20dB，亦可增加 10dB 或 30dB，并依次进行平衡操作，直到听力计的最大输出为止。将两耳各响度平衡点的听力级分贝值记录下来，得到图 5－35 和图 5－36。测验时也可逐次在患侧增加 20dB，并用正常侧来平衡。

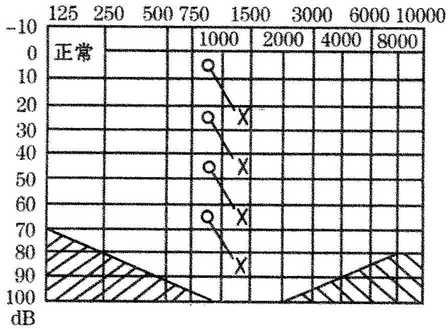


图 5－35　用 1000Hz 进行测验

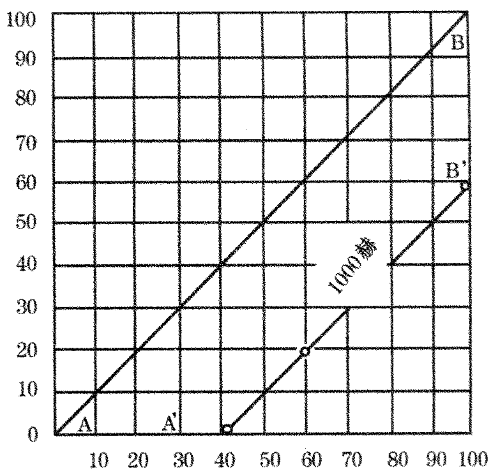


图 5－36　用 1000Hz 进行测验的座标图记录法

在这个频率上两侧听阈差别为 20dB。测验开始时，左耳 25dB 和右耳 5dB 均为听阈声强，响度相等。当每次右耳增加 20dB 时，左耳亦需增加 20dB 才能使两侧响度平衡，两耳的响度差始终保持原来 20dB 的差距。连接两耳响度平衡点的直线将始终保持平行，表示无重振现象。

图 5－36 是采用座标图记录法。其右耳各响度平衡点的听力级沿着纵座标记录，左耳的听力级沿着横座标记录。若两耳听力完全相同，每一级的响度平衡点将位于

纵、横座标间的对角线 AB 上。图 5－36 系用 1000Hz 作响度平衡测验，这里每次声强增高 20dB 时，两则听力始终保持 40dB 的差距，故平衡线 A′B′和对角线 AB 平行，示无重振现象。

图 5－37 给出有重振现象的双耳响度平衡测试，测试时每次增加声强使两耳响度达到平衡的听力级的差别逐渐减少，平衡线之间逐渐失去平行关系，最后呈水平线。

而过度重振的双耳响度平衡测验如图 5－38 所示。图中倾斜的平衡线渐趋水平，最后的连线将以相反的方向倾斜。

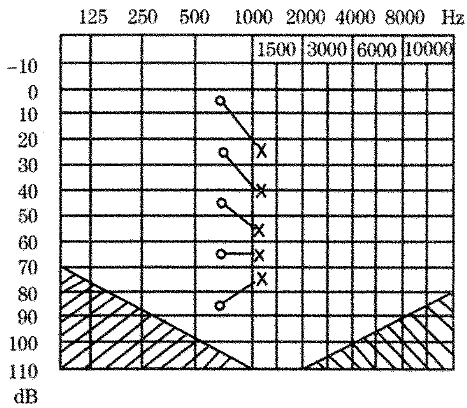


图 5－37　有重振时的双耳响度平衡测验

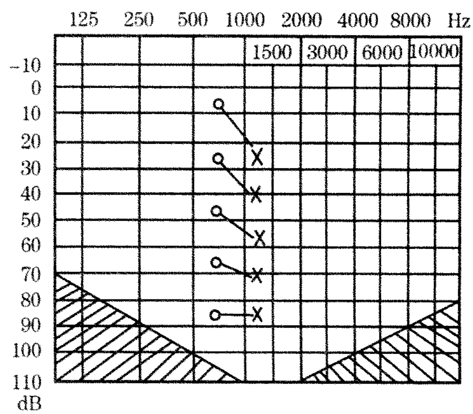


图 5－38　有过度重振的双耳响度平衡测验

图 5－39 给出了双耳响度平衡测试的两耳气导听力曲线。两侧气导相差 20～30dB，由图可知左耳听力减退，右耳正常。

测验时应该注意，有重振现象的患者一般容易产生听觉疲劳或适应，而疲劳和适应又可影响重振现象的出现，因此，两耳不要同时使用连续音进行测验，而平衡

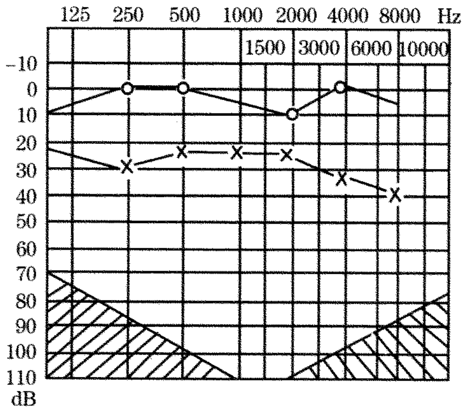


图 5－39　双耳响度平衡度测验的两耳气导听力曲线

时每侧交替发放纯音的时间应控制在 1s 左右为宜。

2. 单耳响度平衡测验

单耳响度平衡测验适用于一侧的听力损失在两个不同的频率上有 20dB 以上的差值。或两耳的听力损失几乎相等或一侧听力损失严重乃至全聋者，此时不便使用双耳响度平衡测验。在某些听力损失以高频为主的患者中，响度的增长在损失较大的频率上比较迅速，这样在应用阈上声强测验时，各频率的听阈差异有下降或消失的趋势。

单耳响度平衡测验应用一般听力计无法进行，因为它需要两个独立系统能在同一耳机中交替发放两个不同频率的纯音，而一般听力计无此项装置，故临床上很少运用。

单耳响度平衡测试的原则是用一个听阈正常或比较正常的频率作为基准音，用一个听力损失大于这个频率 20dB 以上的另一音频来平衡。例如这两个频率是 1kHz 和 2kHz 前者的损失是 20dB，后者的损失为 40dB 以上。每次将 1kHz 的声强增加 20dB（即声强逐次增到 40、60、80dB 等水平）交替发放这两个纯音信号的同时逐渐增加 2kHz 的声强，直到患者感到两个音频信号的响度相等，并将每次的平衡点记录下来如图 5－40。

单耳响度平衡测试中交替发放纯音信号的时间亦和双耳响度平衡测验一样，以 1s 为宜。声强的逐次增加以平衡线呈水平或直到声强达到听力计的最大输出听力级为止。由上所述，若声强达到 80dB 时，两个音调的响度表现在听力级上的差异完全消失，即平衡线呈水平状，表示有重振。

重振现象在临床上具有重要的意义，一般认为重振是耳蜗，特别是螺旋器听毛细胞的病变现象，已成为感音性聋鉴别诊断中的一个重要依据。临床上若重振测验为阳性，则示耳蜗性聋，阴性则示神经性聋。一般认为重振愈明显，原发病变的部位愈可能在耳蜗。另外，反重振现象仅在蜗后病变，特别是听神经瘤的患者中测

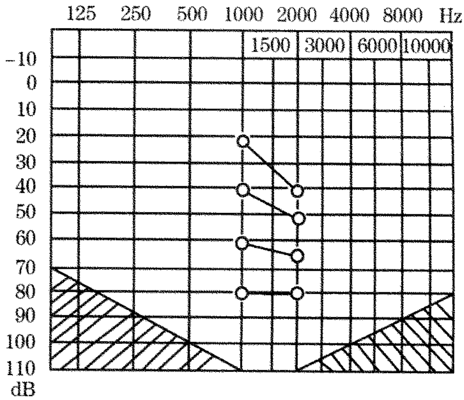


图 5－40　单耳响度平衡测验的记录法

得。重振测验除临床上得到应用外，在决定患者是否适用助听器时，也有指导意义。若患者有明显的重振，则一般助听器不能适用。因放大声强后造成语言刺耳难于忍受，结果戴上助听器以后患者对语言的识别率反而下降，故患者必须选用具有最大输出限制装置的新型助听器，才能提高对语言的识别率，避免放大声强后所带来的语言刺耳的缺点。

（二）间接测验法

1. 不适响度级检查

不适响度级检查方法简单。测验时可先用一般的纯音听力计测定听阈，再分别测定各频率的最舒适阈，即将纯音从听阈的强度逐渐增加其听力级，直到患者感到听起来清晰悦耳为止，这便是听觉的“最舒适阈”。再继续进一步提高纯音强度直到患者感到开始刺耳而不能耐受时，即是患者听觉的“不适响度阈”。这样，听力图上将有三条曲线，即听阈、“最舒适阈”和“不适响度阈”。在有重振的患耳，这三条曲线的距离缩短。

临床上为节约测验时间，听觉“舒适阈”的测定可以略去。传音性聋患者的不适响度阈因声音的传入受到限制，故较正常人高。耳蜗性聋患者的不适响度阈通常不高于正常人的水平（中频一般为 85 ~ 95dB 听力级），这是重振的表现。在不全重振时，患耳的不适响度阈可略高于正常耳。

综上所述，不适响度级测验是一种简易的重振测验法，亦可称之为耐受阈测验。用一般听力计均可作这种检查，也不受听力损失大小和两耳听阈相差多少的限制，故运用范围较广，很受医护人员的欢迎。

2. 短增量敏感指数检查（简称 SISI 检查）

一般当声音的强度逐渐增加时，人耳所感觉到的响度也随之改变。但听觉器官并非对任何弱小的强度变化都敏感，声强的增减到达某一幅度时，才引起这种变化的感觉。后者称为声强最小差异的改变，即强度辨差阈（亦简称辨差阈）。在听阈

声强时，正常耳所能觉察到的最小强度变化，即辨差阈为 2～4dB。当声强逐渐增高时，辨差阈的数值逐渐减小，如表 5－12。各种纯音的辨差阈也不一样，一般低频音的辨差阈要比高频音的辨差阈高一些。

表 5－12　　正常耳的强度辨差阐

听力级（dB）	强度辨差阈（dB）
10	1.9～6.0
20～1.3～3.1	
30	1.1～1.9
40	0.9～1.5
50	0.7～1.3
60	0.6～0.9
70	0.35～0.7
80	0.35～0.6
90	0.2～0.35

实践中人们发现对于耳蜗病变患者即使是微小的声强改变也比正常人敏感。短增量（即短暂而微小的强度增加）敏感指数测验即按照这一原则进行测试。

测试时，首先让受试者试听选测的连续音 2min，并向受检者说明测验中的要求和注意事项，即在倾听时，受检者将会间歇地感到声强有短暂的轻微增强。若受检者清楚地感到这种增强时，即按指示灯或举手示意。测验者的听力级一般选在受检耳的阈上 20dB 处，并先用 5dB 的增量让受检者清楚感知，以取得受检者的配合。以后再以 1dB 的增量进行测验，并开始正式记分。此项测验一般选用中频，即选用 500～4000Hz 的 4 个倍频程纯音来进行测试。有时只选用 1000Hz 和 4000Hz 两个音频进行测试亦可取得同样的测验结果。例如患者能听到前面 10 个短增量中的 9 个或只听到 10 个中的一个，则可不必听完其余的短增量，这样可以缩短测验时间，简化了测验步骤。

一般短增量敏感指数 SISI 测验的记录方法有如下规定：

（1）若患者不能听到任何上述短暂增量，则其 SISI 为 0。

（2）若患者能听到 20 次中的 10 次，则其 SISI 为 50％。

（3）若患者每次都能听到，则其 SISI 为 100％。

（4）正常人，纯传音性聋和听神经病变的患者，其各音频的 SISI 为 0％－20％左右。

为了记录方便，有利于观察分析 SISI 与不同音频的关系，记录图中横座标表示测试音频，纵座标表示 SISI 的百分数，并按常规以“0”代表右耳，以“X”代表左

耳，如图 5－41，图 5－42，图 5－43。图 5－41A 为早期耳硬化症听力曲线；图 5－41B 为右耳 SISI10％；图 5－42A 为左耳噪声性聋的听力曲线；图 5－42B 为左耳的 SISI 百分数；图 5－43A 为右侧患美尼尔氏病患者的听力曲线；图 5－43B 为其 SISI 百分数。

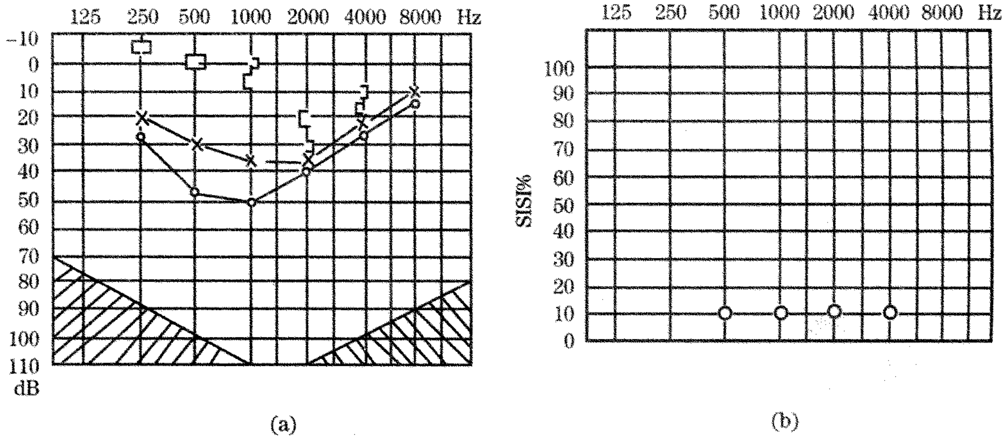


图 11－41　早期耳硬化症

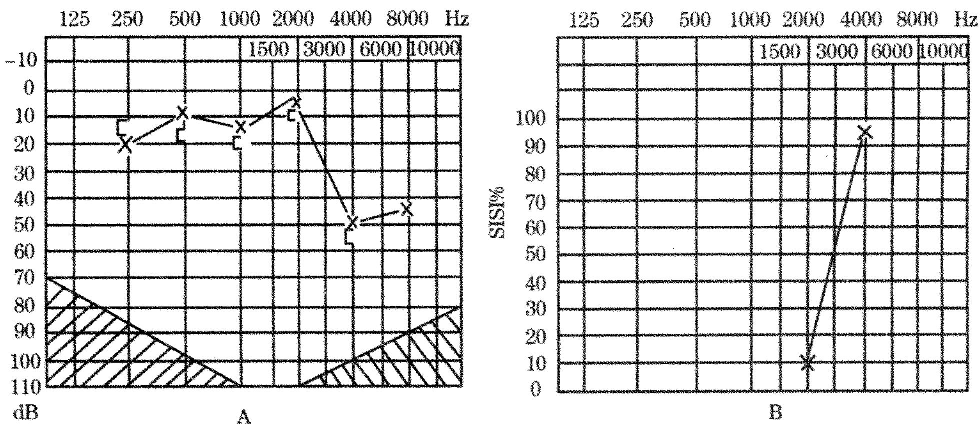


图 11－42　左耳噪声性聋的听力曲线及其 SISI 百分数

短增量敏感指数（SISI）测验对耳聋病变的定位具有重要的意义，例如听力正常者和传音性聋患者，SISI 的百分数很低。在耳蜗聋中，特别是用 1 000Hz 以上的音频测验时，其 SISI 百分数可高达 60％～100％。而在听神经瘤或听觉中枢病变，其百分数便较低，亦或成阴性。临床上由于 SISI 测验在正常者中也能测得某种百分数的数值，因此，一般认为当用 20dB（SL）声强，1.0dB 增量时，SISI 百分数大于 70％为阳性，小于 30％为阴性。

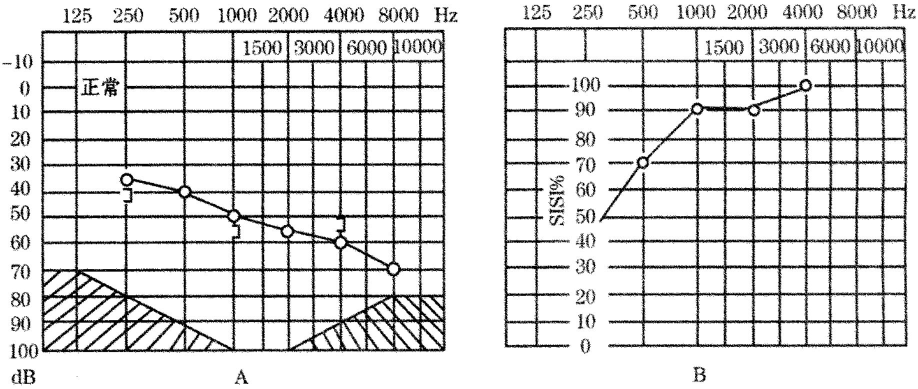


图 11－43　右侧美尼尔氏病

综上所述，SISI 是间接的重振测验方法，利用声强增加使重振耳的响度增长大于正常，因此使其对声强改变的感觉灵敏度增加，致使强度辨差。阈比正常耳小。因此凡 SISI 百分数高，或结果属阳性则示耳蜗性病变，此为鉴别耳蜗病变的一种方法，操作亦很简单方便，但 SISI 测验在病理听觉中的相互关系目前认识尚不一致，主要是测试结果常不一致，这可能是患者注意力不能集中而影响了测验结果。

3. 强度辨差阈测验

强度辨差阈测验是基于有重振现象的患者对于强度增加所产生的响度增加程度大于正常值，患者对声强改变的敏度较高，即患者辨差阈比正常为小。一般用调幅式测验法进行强度辨差阈测验。

调幅式测验是利用听力计上的调幅装置使测试纯音的振幅作　期性的短暂改变，调制周期以每秒 1～2 周为宜，否则受检者和操作者都过于紧张，影响测试结果。

测验时可用国产听力计 TIJ－1 型进行测试，调制的幅度可通过调幅衰减器任意增减，测试时先通过气导耳机发放某一频率的纯音，然后启动调制，先以变幅较大调制音训练受检者，取得受检者的配合。然后逐渐减小调制的幅度，直至受检者听不到声音信号呈节律性的脉冲音为止。这时调幅衰减器所指示的调幅分贝数的前一个数值即为该纯音听力在这一听力级的强度的辨差阈。测验时也可从调幅级差小的脉冲音开始，然后逐渐加大直到受检者开始感知声音有强弱变化（节律性的脉冲音）为止。因此用前一种方式测验较好。若用两种方法测验，可取其平均值为最后辨差阈。

二、听觉疲劳和病理性适应检查

听觉疲劳和病理性适应检查在临床上都具有重要价值。

听觉疲劳主要表现在声音刺激停止以后，而适应则在刺激开始后不久即出现，故其测验也分为刺激后疲劳测验和刺激时疲劳测验。听觉疲劳和适应均能影响重振的出现，因而听觉疲劳和病理性适应的检查是诊断耳蜗性聋的方法之一，也是重振现象的间接测验法。

听觉疲劳和病理性适应的测验方法很多，标准也不相同，下面介绍几种常用的方法。

（一）听觉疲劳检查

1. 第一测验法（Huizing 法）

首先测定患耳的气导听阈，再用 2000Hz 和阈上 30dB 的声音持续刺激患耳 3min，然后立即复测该音频的听阈。一般听力正常或无疲劳的耳聋患者所产生的刺激后听阈上升最大不超过 12dB。若有疲劳现象，则听阈改变可达 19 ~ 22dB。

2. 第二测验法（Schubert 法）

用大于听阈 40dB 的连续音刺激患耳 3min 后，听阈较前提高 10 ~ 20dB 以上者为疲劳测验阳性，提示为感音性聋或混合性聋。

3. 第三测试法（Hughsen 法）

分别用 500Hz、1 000Hz 和 2 000Hz，以大于听阈 80 ~ 90dB 的声强持续刺激患耳 5 ~ 10min，然后立即再测听阈，凡听阈提高 10dB 以上者为疲劳阳性。

4. 第四测验法（Wilson 法）

用 80dB 的 250Hz 纯音刺激 5 ~ 8min，待 1min 后立即复测该音频的听阈，若刺激后的听阈比原先听阈提高 10dB 以上，即为疲劳测验阳性。

上述 4 个测试方法，近来临床上已较少使用，特别是第三、第四两种方法所用声强过大，刺激时间太长，易产生听觉损害，但可用于预测噪音性聋，是个简单易行的好方法。

（二）病理适应测验

病理适应性测验方法临床上多采用阈音衰变测验和自描听力计测验。

1. 阈音衰变测验

阈音衰变测验是基于病理性适应患者的听觉敏感度在持续而较弱的声音刺激下迅速下降的现象而进行测验的方法。

测试时，首先测定听阈。嘱患者倾听某一频率的听阈强度的连续音，若 1min 后仍能听到，则表示无适应现象；若不到 1min 而音感消失，则立即将声音增强 5dB，并嘱患者继续倾听，若声音在 1min 内再度消失，如法再次增强 5dB，并嘱患者继续

倾听，若声音在 1min 内再度消失，如法再次增强 5dB，直到听阈稳定，亦即患者能持续听完 1min 为止。记录在各听力级的阈音消失时间。一般阈音消失的快慢和听阈提升的幅度（即稳定后的听阈和原先听阈的差异），表明适应程度的大小。

值得注意的是，测验时即使在增加声强时，声音信号始终不应中断，否则将使听觉器官获得休息造成适应现象消失。通常低频音不易出现适应现象。测验常用的音频为 1 000 ~ 4000Hz，一般只须做其中 1 ~ 2 音频即可满足要求。

临床实践证明，正常人和传音性聋患者适应测验为阴性。耳蜗性聋患者的适应程度（即上述听阈提升的幅度）一般为 5 ~ 40dB，神经性病变的适应程度可达 50 ~ 70dB。

Hopkinson 和 Thomas 的研究指出，0 ~ 10dB 属正常和传音性聋；15dB 属耳蜗病变的“边缘”数据；20 ~ 25dB 属耳蜗性病变；30dB 以上属蜗后病变。

2. 改良法阈音衰变测验

若患者听力损失较重，听阈和听力计最大输出限度之间的间隔较小，则可用这种方法。

测验时，先从阈上 5dB 的听力级开始，然后如法逐次增加 5dB 直到患者听满该音频 1min 或直到增加听力级达到阈上 20dB 为止。每次出现响度衰变后，嘱患者听觉休息 20s 后再用更高的声强测验，采用这一方法测试，其结果可分为 3 种类型，见表 5 – 13。

表 5 – 13　阈音衰变测验结果（仿 Hopkinson 和 Thomas）

阈上级（dB）	衰变类型						
	Ⅰ型	Ⅱ型					Ⅲ型
		A	B	C	D	E	
5	60s	25s	7s	12s	15s	5s	14s
10		60s	34s	26s	23s	14s	16s
15			60s	40s	30s	18s	12s
20				60s	39s	21s	14s

从表 5 – 13 可知，Ⅰ型用阈上 5dB 刺激时，患者已能听满 1min；Ⅱ型 A 在阈上 10dB 时，才能听满 1min，Ⅱ型 B、C，则分别在阈上 15dB 和 20dB 时才能满 1min，Ⅱ型 D、E 用 4 种阈上级声强均有明显响度衰变，并在所有 5 种Ⅱ型中，每级声强增加均使响度衰变速度减慢；Ⅲ型中，各级声强均有衰变现象，而无明显衰变速度改变趋势。由此可见，Ⅰ型（无衰变）属正常或传音性聋，Ⅱ型属耳蜗病变，Ⅲ型属蜗后病变。

3. 自描听力计测验

自描听力计测验，若使用断续音，测验时无适应现象；而用连续音时则可出现

适应，两条曲线间的差距即表示响度衰变的程度。若测验时使用“扫频式”听力计进行测听，便能在较短的时间内测定各频率的适应情况，也很少出现假象。

综上所述，在临床上阈音衰变测验和自描听力计测验都是简单而有效的诊断方法，当然，亦和其他临床测验一样，亦必须和各有关测验互相对照才能对听觉系统的病变部位作出较为正确的诊断。

第八节　儿童听力检查装置

目前世界各国都非常注意小儿听力检查。一般认为，听力测试越早越好，降生后几天内即可做听觉脑干诱发电位（ABR）或行为测听。据统计，在新生儿中严重耳聋占1%～3.5%；6岁儿童占3.5%；中、轻度耳聋在0～6岁小儿中占1%～5%，因而早期发现小儿耳聋并确定其病因和听力损失程度有着重要的临床意义和社会意义。要告诉家长，应提高警惕，不要耽误耳聋的早期诊断。因为影响听力的早期中耳或内耳病变常为可逆性，若及时治疗常能取得较好的效果。对持久性聋，则应考虑聋儿的早期教育问题。要选配助听器，对于外耳、中耳畸形的，出生一个月后就可配助听器。实际上，为聋耳配戴助听器总是较晚，往往推迟1～3年。这些都必须建立在正确的听力检查基础之上，才能成功地有效地进行工作。然而小儿听力检查困难较多，必须取得各方配合进行各种检查才能得到有效的测听，一般从下面几个方面进行检查。

一、病历分析

耳聋诊断首先应进行病历分析。除耳病外要了解儿童的家庭史、出生史和教育史。查询父、母系中有无耳聋亲属，母亲怀孕的最初三个月内曾否患过风疹、流感和高热；是否服用过乙酰水扬酸、奎宁等容易引起耳中毒的抗菌素等药物；是顺产或难产。儿童本人是否患过传染病，有无高热、头部损伤和耳漏等情况。另外，要深入了解儿童的体力和智力发育情况，是否和年龄相符。若为年幼儿童应了解其开始爬、坐、站、走等各种动作的年龄。年龄略大些应注意其日常生活习惯是否正常，日常行动是否迟钝，模仿别人行动的能力如何等等。一般正常情况下，胎儿在子宫内能听到母亲说话声，4个月婴儿便有听觉行为，6个月婴儿能听各种不同的音素，能区别p、t、g、k等音素。12个月的婴儿已能区别母亲与其他女人的声音。在正常语音发育方面，1个月只会喊叫和啼哭；2个月能模仿母亲的声音而发出各种声音；2～4个月能发元音；5个月能发元、辅音结合的音；6个月用喉及唇发音；9～10个月能否模仿母亲声音是区别先天性聋的关键。根据以上婴儿各个时期发声

规律可以预测小儿听力。另外还要注意儿童发育情况，许多患儿虽然能讲话，但发音不清楚，而学语后才发生耳聋的儿童，应加强学习和训练，否则由于逐渐遗忘将会变成聋哑。一般延误聋耳早期诊断的医源性因素也很多，有时是某些医生不相信孩子家长的话，或者是某些医生不会做简单的听力检查，或者儿科医生没有及时把患儿转到耳科和听力学家进行诊断，以致延误聋儿的早期诊断。

二、行为观察

行为观察法，一般适用于自出生后到 2 岁的婴幼儿。如用大于 90dB（SPL）、3000Hz 的宽频噪声刺激，可见小儿突然被惊动。最好在婴儿刚入睡时或闭眼时做此项检查。可引起反射性睁眼或手动。检查前婴儿要有 15s 左右的安静时间，最好在隔音室内检查，因为如有环境噪声，婴儿受到抑制可对声音无反应。一般不采用击掌法观察反应，因为掌声频带宽而杂，若婴儿低频有听力而无高频听力，则击掌仍能听到，不能说明婴儿听力好，所以最好采用 90dB、3000Hz 的宽频噪声刺激能获取较佳的观察效果。

行动观察法进行听力测验，一般还要求与儿童建立感情，取得儿童的信任和合作才能取得较好的观察效果。供儿童测验的场所应具备多种能发出各种特别声响的玩具，让儿童自己玩弄，观察儿童对玩具所发出的声音是否感到兴趣或表示惊奇。注音儿童习惯于何种方法去领会别人的意图，是依靠语音还是依靠手势、口唇动作或面部表情。全聋儿童常运用其他感觉器官代替听觉，例如用眼睛注视讲话人的表情。上述各点在观察时都应特别引起注意。

三、听力测验

儿童听力测验的方法很多，一般有声响的反应测验、条件反射测验、玩具熊听力测验和客观听力测验。

（一）条件反射测验

1. 游戏测验法

游戏测验法适用于 1 岁以上儿童，是用声音来建立条件反射，并结合某种游戏以引起小儿兴趣。听到声音便让小儿做某些动作，要经过多次声音的刺激（即建立条件反射）使儿童学会在听得某种或各种纯音时做某种游戏动作，测验时纯音可通过耳机发出。如向带有许多孔洞的木箱上插一支笔，或向钱盒中投一枚硬币，同时给予鼓励。也可以让小儿在听到声音时按电钮、灯亮，同时出现玩具。可用不同频率和不同强度的纯音作测试音，测完气导再测骨导。此法可在左右耳分别测试，并且可绘出听力曲线。条件反射测验的频率顺序为：先作 2000Hz，接着测 500Hz，这两个频率的听力可以提供初步概念；若儿童愿意继续测试，可再测 1000Hz。一般儿

童听力检查不同于成人，要因人而异，区别对待。对于年龄较大的弱智儿童也可用此法检查。

2. 视觉强化测听法

用于 1 岁以上婴儿进行测听。测验时，在左右扬声器上放置发光灯，当扬声器声响后，聋儿转头看视，此时扬声器上的灯亮，形成特定反射。灯光亦可安放在茶色玻璃箱内，箱内可放活动的动物玩具，灯光亮的同时动物可活动以引起儿童兴奋带来兴趣。

测试音可根据情况选纯音或语音。检查时，嘱母亲静坐抱着孩子，可以给孩子玩具玩，2min 后开始试验。右边扬声器内给 60dB 声音，小儿转头时灯亮，2s 关灯，再在左侧扬声器给声，看小儿是看左还是看右。以后测试的声音越来越小，30dB、20dB、15dB。注意不让母亲给孩子任何暗示，若孩子好奇，到处找玩具，此时不要继续试验，以免结果不准，可休息一下再做试验。一般以 10min 为宜，时间长了孩子会感到乏味。若开始时给 60dB 声音孩子听不到，可增加至 80dB 或 90dB 进行试验。

3. 配景听力测验

由一儿童玩具镜和听力计组成一个测听装置。当灯光开亮后可通过镜箱前面的小窗窥看到箱内各式各样的图片或玩具。这些图片或玩具可随时更换。室内的扬声器或耳机可与普通的听力计连接，并在检查者的控制下发出各种声压级和频率的纯音或语言声。上述灯光的开关则由被测儿童控制。平时按开关不能开亮灯光，箱内漆黑看不到图片。只有在扬声器或耳机发出声音时立即按开关，才能开亮箱内灯光窥看箱内图片或动物。

测试时，首先要对儿童进行数次训练后使儿童懂得了箱内的灯光是受声音控制的，听到声音后即自觉按开关欣赏箱内图片或动物。检查时让儿童安坐在玩具镜箱的小窗前面，用耳机或扬声器放出继续纯音，由站在离儿童较远地方的检查者控制。开始时纯音的强度应高于预计的患儿听阈。若儿童能按音响指挥而按开关者，表示听到声音，对声音信号作出了反应。然后再逐渐减弱声音强尧，直到儿童因不能听到音响而停止按开关，这时的声强已在儿童的听阈以下。在 250 ~ 8000Hz 中的每个倍频程频率的听阈都可如法测定，通常只测 500 ~ 4000Hz 个音频，测得的听阈误差一般为 5 ~ 20dB 左右。年龄较小的儿童的反应往往不及年龄较大者正常。如儿童注意力不够集中，效果更差，对条件反射不良的儿童可适当地进行复测。

4. 皮肤电阻听力检查

这是一种客观测听法，它是基于皮肤电阻对声音信号的条件反射的测听法。利用感应电流断续地刺激皮肤，电流的强度应以皮肤电阻发生变化为度，一般皮肤的电阻值和它表面的湿度密切相关。当受检儿童受到上述刺激时，若因不适或疼痛而产生恐惧，将导致植物性神经功能紊乱，汗腺分泌增加，皮肤电阻下降。在每次电刺激前，听力计的耳机发放纯音，在条件反射建立后，患儿听到声音时虽无电流刺

激也能产生电阻变化，此时即可进行听力测验。测验时皮肤电阻的变化可通过电阻电桥和描绘器记录。引起皮肤电阻变化的最低听力级即为患儿的听阈。

（二）声响的反应测验

一般听力正常的婴儿，对突然发生的巨响会产生身躯和头部痉挛性反应。突然发生的鼓声亦能引起反射性瞳孔扩大。满3个月的正常婴儿，上述声响的反射性反应即行消失。

小儿的听力是逐步发展的。以铃声试验为例，4个月龄时，可以闭眼到睁眼，会在水平位转头寻找声源，不会向上向下寻找。7～9个月，头先是左右，后是向下找声源，不会向上。9～13个月，一开始即可低头寻声。13～16个月，可抬头找声源。16个月可扭头直接寻找声源。21～24个月可很快转头找到声源方向。上述情况主要反应了智力发育，弱智儿童做不到，因此这种听觉行为可间接估测智力。

婴幼儿也可用摇篮测听法，即给3000Hz60dB的声刺激，发声后小儿听到，引起床动，通过记录用电脑显示。这样床的撼动可反映听力情况。6个月到2岁可用扬声器检查，此法要放到最后进行。因小孩易哭，母亲也易受惊。另外亦可用校准过的玩具发声器来检查。例如屡次在背后右侧发声时，患儿无转头反应，而在左侧出现反应，则示右侧耳聋。若在两侧发声时均无上述反应，则示两侧听力不正常。测验时必须避免婴儿注意到在他身后的任何动作，并且声音的强度必须从低到高，这样便于估计听力损失的程度。

2.5岁到3岁可以作言语测听，可用自由声场在隔音室内检查。母亲怀抱小孩，前面有桌子，桌上放一些孩子熟悉的玩具。层外是暗的，孩子看不到，操作在外面。开始时用50dB强度说玩具名称，叫孩子拿取，若能听到则衰减20dB。若15dB能听到则听力很好；若50dB听不到，则增大到60～70dB。接着戴耳机进行测试，因耳机可以左右耳分别测试操作比较方便。值得注意的是玩具应是小孩熟悉的。二岁以下小孩可以不用玩具，叫指耳、眼、口、鼻……部位。一次测验5min就够了，上述方法对估计小孩听力损失有很大的参考价值。若利用听力计进行检查，则至少要到3.5岁以上，且智力发育要好。

（三）玩具熊听力测验

玩具熊听力计是对学龄前儿童进行听力检查的一种工具。人们将测听装置藏在一对玩具小熊的腹内，能发出50Hz、100Hz、400Hz 3种频率的音，声强分别为20dB、40dB、60dB和70dB，共4种声强。检查时只能用上述频率和声级范围内进行调节以判定小儿大致的听力损失。

一般地出生后数月的乳儿，可根据其对玩具小熊所发声音的本能反应（例如眼球转动、扭头或转身注意声源方向等）来判断听力损失的程度。对幼儿稍大的儿童，则可利用用手指示声源的方法进行阈值测定。对弱智儿童也可采用这种方法进行测试。现将具体测听方法介绍于下。

1. 对检查室的要求

（1）室内本底噪声不应超过 50dB。

（2）室内尽量不放与测听无关的物品，以免分散儿童的注意力。

（3）室内除检查者和受检的儿童外，一般不要有第三者。如小儿太小，嘱家长抱小孩坐膝上进行检查，家长要注视前方，不要看检查者和玩具熊，避免给小儿以任何暗示，保证测听能顺利进行。

2. 测听步骤

（1）检查者用拇指和小指固定操作板，其余三指操作各个开关。先将两只小熊并排放在受检儿童的前面桌上，跑离儿童约 50cm，并将其注意力吸引到玩具熊方面来，如果小儿对小熊不感兴趣，可前后左右挪动小熊或按亮镶在小熊项链上的灯光以吸引儿童的注意力。

（2）在儿童对小熊发生兴趣后，检查者要仔细观察小儿的表情，同时将放在桌上的两只小熊慢慢向左右分开，并让小熊始终与小儿保持 50cm 的距离。当儿童正注视着其中的一只小熊时，立即使另一只小熊发出声音，仔细观察这时小儿有无反应，从而判定其听力情况。

（3）先用 1000Hz、40dB 的声音进行检查，如无反应，可逐渐提高声强，如对 40dB 的声音有反应，可再用 20dB 进行测试。然后按照上述方法再用频率为 4000Hz 和 500Hz 的声音进行同样的检查。

（4）若小儿处于深度睡眠状态，则不要进行检查。而在小儿哭或睡眠的情况下，可保持原状不要惊动，然后在离小儿 50cm 处发出声音以观察小儿反应。

（四）客观听力检查

上面所介绍的几种听力检查方法都受到受检者的主观反应的影响，需要受检者给予密切配合，有的还需要一段训练过程，因而测验结果常不完全可靠，不够理想。基于这种情况又出现了许多客观测听的方法，它完全不受受检者的主观反应所影响。目前常用的客观测听方法有电反应测听法和声阻抗法。

1. 婴儿声阻抗检查

用毛毯将婴儿包裹，检查较易进行，但新生儿鼓膜很难检查，位置近乎水平。新生儿鼓膜耳镜检查特征为外耳道塌陷，外耳道狭小，不易发现；鼓膜松弛部厚，充血；砧骨短突明显，槌骨柄垂直向内侧，脐部不显。新生儿鼓室功能曲线与成人一样，正常可出现双峰，证明新生儿产后 5d 内中耳内并无羊水。临床上约 35% 婴儿镫骨肌反射阳性。一般用 220Hz 作探测音，多数无声反射，若改用 660Hz 作探测音，则多数有声反射。所以，对新生儿检查鼓室功能曲线时，探测音应当用 660Hz。将得到的鼓室曲线与耳镜检查作对比分析，一般 -100mm 时鼓膜大致正常；-150mm 时，若仔细检查可见鼓膜内陷，混浊。-200～-250mm 鼓膜内陷明显。一般可以 -150mm 作为鼓室压异常与正常的分界线。

2. 听觉脑干电反应测听（ABR 测听）

ABR 测听属感觉神经性功能的客观试验，小儿可以一面玩，一面检查，双耳同时进行，年龄不限。一般婴儿 14 个月以下潜伏期长，18 个月以上潜伏期和成人一样。ABR 试验不是每个聋儿都必须做，因耗时长且费用昂贵，有特殊需要才做。一般约占 5%的聋儿有此必要，即对婴儿耳聋有怀疑；脑发育不全，有多种残疾；有孤癖症，有潜在的脑干疾病；伪聋或有法律纠纷时才做 ABR 试验。检查时，先双耳后单耳，给小儿检查时一定要抓紧时间，查出反应即停，若双耳 90dB 无反应即不需再做。

另外还有一些客观测听的方法，但都不尽完善，还需要进一步提高。其中有心搏听力测验，末梢血管反应听力测验和呼吸反应听力测验。这三种方法都比电反应测听和声阻抗测听简单、经济，但不够完善和标准化，目前仍处于研究阶段。但仪器价值昂贵，很难大面积推广。

另外，再介绍一种儿童脑干电反应的潜伏期的临床应用，主要用来诊断耳聋。人们对 70 名 5～11 岁的儿童进行脑干电反应（brain stem electric response，BSER）测定，重点观察不同年龄的男女儿童的潜伏期，目的在于了解儿童是否也和成人一样，即性别不同潜伏期也不同，藉此来探讨成年男女潜伏期不同的原因。这 70 名儿童男女各半，按年龄分组，男女各 7 组，每组 5 人。这些儿童的纯音听力与鼓室功能测定均属正常。试验在隔音室中进行，两个电极分别置于头顶和耳垂，前额处接地。以宽带短声作声刺激，刺激分成两种：一种是 80dB，每秒 20 次；一种是 70dB，每秒 10 次。每种刺激试验三遍，因此每个儿童可得到 6 组反应记录。分析这些记录数据，并测量波Ⅰ～Ⅴ波的潜伏期。波Ⅴ的潜伏期最重要，因为它能反映整个听觉通路直到下丘的潜伏期的特点。实验发现各组记录都能清楚地看到波Ⅰ、Ⅲ和Ⅴ；而波Ⅱ只出现在 85%的记录中；波Ⅳ只出现 55%。根据每个儿童的记录，计算出每组（5 个）儿童潜伏期的平均值和标准差。这样各组之间和整个男女儿童之间就可进行对比。

对比结果发现性别之间确有差别，在 80dB 与 70dB 组，除 70dB 波Ⅱ外，女性儿童 BSER 波形的潜伏期均比男性的短，尤以波Ⅴ为最明显，按年龄组分别对比时，5～7 岁的男女儿童 BSER 波型的潜伏期相同。而从 8 岁开始，男孩的潜伏期应比女孩的长，女孩的潜伏期基本不变，而是男孩的潜伏期变长了。以波Ⅴ为例，整个年龄组相比，在 80dB，男性比女性长 0.13ms；在 70dB，男性比女性长 0.25ms。

通过实验发现，早产儿和新生儿 BSER 波形的潜伏期比一般儿童的要长的多。这个潜伏期随着年龄的增长而逐渐变短，大约到 2 岁时才与一般的大一些的儿童相近。这是由于新生儿和早产婴儿听觉通路的髓鞘尚未形成，要到 2 岁左右才能逐渐形成的缘故。

总之，BSER 是耳科学诊断的一种有用的检查方法，可用来诊断耳聋，特别适用于不能用其他方法测试的儿童。BSER 可以阐明通过脑干的听觉通路的功能，并

可诊断耳蜗后疾患。BSER 的全部测得的参数都很重要，波Ⅰ～Ⅴ的潜伏期的长短是恒定的，也是最重要的参数之一。实验发现，每个受试儿童波Ⅴ的潜伏期之间相差都不超过 1.2ms，也就是说相差很小。综上所述，儿童的 BSER 的潜伏期比成人的略短。8 岁以上的男女儿童的潜伏期之间确有差别，这一差别对神经学方面的研究具有重要意义。

第九节　诈聋（伪聋）和精神性聋的听力检查装置

诈聋亦称伪聋。诈聋的测试方法很多，一般有响度优势检查、噪声干扰检查、语言测听检查、反复听阈测验和突然袭击法检查。

一、诈聋检查的基本方法

（一）响度优势检查

响度优势检查一般适用于一侧性诈聋。检查时可用 2 支同频率的音叉，或用听力计的两侧气导耳机发放同一频率的纯音来进行测试。先测定两耳的 500Hz、1000Hz、2000Hz 或其中之一的听阈，然后用上述音频之一的 60dB（一般应高于健耳听阈）声强刺激“聋耳”，并复测该频率的健耳听阈。若听阈改变较大，则“聋耳”为诈聋。再复用其他频率如法测试，若健儿的听阈无明显改变，则患侧确为聋耳。

（二）噪声干扰检查

噪声干扰检查是基于在噪杂的环境内讲话时，正常人在不知不觉中便提高语声以使其强度高于外界噪声。而在无噪杂的安静环境中，正常人在说话时须听到自己的语声后，才能调整发音的强度。正常人欲克服这种反射非经过长期锻炼不可。患耳聋者，这种反射消失或相当迟钝。基于这一原理，测试时嘱患者朗读简单易读的文句，并在任何条件下不得中断。若为两则性“耳聋”，朗诵时两则气导耳机中同时放噪声，一侧性耳聋者仅在“聋耳”侧发放噪声。开始时噪声较低，以后可逐渐加强。如为诈聋，被测者会在不知不觉中提高朗诵声；确有耳聋者，则仍以原来的响度朗诵，以此可进行判定。

（三）语言测听

1. 比较判断法

这种方法是基于从纯音听阈与语言辨别最高得分的比较来判断。例如患者纯音语言频率（500Hz、1000Hz、2000Hz）平均听阈为 70dB，但用低于此听阈的声音例如 45dB（11L）播放单音词表时，患者却能听懂 50%～70%，提示纯音听阈不真实。

另一种情况是声压级相差很少，而语言辨别得分却能自 0 增加到 100%。用此可判断是否诈聋。

2. 延迟反馈语言听力检查

此法是鉴别诈聋的一种简易方法。它是基于正常人在连续说话时，如从耳机中听到自己刚才说过而延迟 200 – 300ms 出现的话声，则无法继续流利地讲下去而将发生呐吃或拖长尾音。若为真正聋人则不会发生这种现象。

一般延迟反馈语言听力试验装置可利用磁带录音机，再加上一个反馈延迟电路即可构成。

（四）突然袭击检查

突然袭击法一般使用的听力计的气导最高输出强度可达 110dB 以上，在测验两侧或一侧完全性诈聋时，要挑选时机在受检者毫无准备时突然给予最高而接近痛阈的音响，若为诈聋者将会立即发生缩头、闭目，甚至不能忍受而跃起等反应。若是真聋患者，则无此反应。

（五）反复听阈检查

反复听阈检查的结果要对诈聋患者保密，否则会影响检查结果。测试时对不完全聋者，间隔一段时间（数分钟到数日），重复听阈测定。严格防止受检者看到测验结果。否则复测的结果将会受到受检者主观因素的影响。一般测试间隔时间不宜太短，以便诈聋者不能记清伪造的耳聋程度，若复测结果的差别达 10dB 以上，即有诈聋的可能。为了加强说服力，提高检查的准确性，可反复测验几次进行对比，找出差别的分贝数以判定是否诈聋。

二、精神性聋的检查方法

精神性聋检查往往需要精神病科、神经科和耳科医生共同配合会诊，进行全面检查和分析才能确诊。

一般精神性聋的检查方法有噪声干扰下的语言测验、自描听力计测听、镫骨肌反射和电反应测听。

（一）噪声干扰下的语言测验

此法是先以复诵法测定语言接受阈，然后在耳机内或室内（开放声场）发放并逐渐增加噪声的同时重复上述听阈测定。

一般无精神因素的耳聋者，即使噪声超过语声强度 10 ~ 15dB，仍能听到语声，而精神性聋者经常在噪声强度尚未到达语声强度或刚接近语声强度时，就无法复诵。这种测验方法对单侧性聋和双侧性聋均能进行检查，检查时单侧性聋使用耳机，而双侧性聋采用开放声场进行测试。

（二）自描听力计测听

这种方法采用持续音测得的听阈在某些或所有频率上可能反比间断音低，通常在自描听力计上所描记的听力曲线呈 V 型，即为精神性聋。

（三）电反应测听

因为电反应测听属于客观测听，它不受患者主观意志或精神因素的影响，故对精神性聋和诈聋均能进行诊断。

（四）镫骨肌反射检查

镫骨肌反射检查可作为耳蜗功能是否良好的客观依据，在诊断非器质性聋中具有一定诊断价值。

一般精神性聋患者的纯音听阈常无法测定，若使用最大输出强度的声音，患者仍然“听不到”。但利用镫骨肌声反射可进行测定，因为镫骨肌声反射不受患者的主观意志所支配。若通过镫骨肌声反射检查能引出其声反射，则表示患者仍具有一定程度的听力；若声反射阈优于“听阈”，则更说明患者有精神性聋。根据上述检查结果，结合病史，很易诊断。

第十节　语言测听装置

语言测听是一种阈上测听法。由于人类听觉的主要功能是听取阈上的语声，因此，语言测听比较符合受检者听觉生理状况的要求。人们运用预先编好的词表或句表，采用阈上声强级播放，测定受检者听懂词表或句表的百分数进行测听。它能测定人类听觉的生理状态，因为人类总是听取高于听阈强度的语音来互通信息，所以，此法比纯音测听法优越。

语言测听法是借助通信系统的清晰度试验演变而来。国内语言测听已初步研究成功，并录制了汉语测听唱片。由于世界上语言种类繁多，许多国家都有自己测听用的词表和句表。并取得了一定的成果。

值得注意的是，目前用口语来检查听力的方法迄今仍广为采用，但缺乏计量标准，它不属于语言测听范围。下面分别介绍语言测听的主要设备，测试项目与语言侧听在临床上的应用。

一、语言测听的主要设备

（一）检查室

语言测听检查室由二部分组成，即仪器室和隔音室。两室用玻璃窗隔开，用对

讲机互相联系。隔音室的技术要求与纯音测听隔音室相同。

（二）语言听力计

一般纯音听力计均附有传声器，因而可用作语言听力计。由于发音材料均已灌成唱片或录于录音磁带上，因此，须配备高质量的电唱机或磁带录音机。录声机或唱机的输出电平及阻抗必须与听力计的输入端相匹配。另外，还要有高保真度对讲机，使操作人员在仪器室内能够听清在隔音室内受检者复诵的语言，这样就能保证一定声压级的纯音、噪声、语言（口语由传声器传送，或由录音磁带，唱片重放）从仪器室传至隔音室内的扬声器或耳机，受检者听到语言信号后能正确复诵，便于操作者正确地进行语言测听。

（三）发音材料

发音材料是指按照一定原则自行编制的测听词表可采用已灌制成唱片的测听词表，现分述于下。

1. 按照汉语的特点和条件编制测听词表

（1）测听词表的音节必须是汉语音节。汉语的特性是元音特别占优势，汉语把声调作为词汇的成分，而汉语的语音又以基本词汇为特点，单音词是汉字的书写单位，也是汉语的自然单位，单音词几乎都是有意义的。音节不是语音的最小单位，可分为元音与辅音。汉语的传统分析是把词分为声母和韵母，声母是音节开头的辅音，韵母是音节的声母以外部分，通常是元音，无声母的音节称为零声母音节。汉语有 21 个声母，37 个韵母（还有与 zh，ch，z，c，s 组合在一起的韵母，多数韵母是复合元音），尾辅音只有 ng，n 与 r 三种。声母和韵母可能组合的共有 400 多个，加上声调共有音节约 1 300 个，每个音节可能有几个汉字，因此汉语有 3 万多个汉字。声调在语言测听中有一定关系，但不是主要的，因此，用作汉语测听词表的音节大约有 400 个。

（2）测听词表应是语言平衡，而音节很难平衡。

（3）测听词表中各语音的出现率应与实际语言中的出现率尽量相同，词的出现也应与实际语言中的出现率尽量接近。使用的词也应以常用的词为宜。

2. 按照上述原则编制的测听词表、句表并已灌制成唱片有以下几种：

（1）单音词表。瑞金汉词唱片 103、104、106、111（XMG ~ 151 ~ 154），每表 100 个词，分甲乙两组用匀响度录制唱片，用作语言辨别得分测试。

（2）双音词表。每表有 42 词，分成七级，每级六组双音词，录制时逐级衰减 4dB（阶梯唱片），用来测定语言听阈，如瑞金汉语唱片 201、202（XMG – 155）。

（3）数字词表。由三个数字随机组成，录成阶梯唱片，如瑞金汉语唱片 301、302、221 ~ 224（MXG156 ~ 158）。

（4）短句词表。瑞金汉语唱片 501、502 为询问句，506、507 为复诵句，均为阶梯唱片，每面 21 句，每级 3 句。

（5）另外还有广州的双音词表一号用于测定语言听阈，双音词表二号用于语言辨别得分测定。

二、语言测听测试项目

一般在作语言测听前先作纯音测听，测定500Hz、1 000Hz和2000Hz三个频率的平均阈值，以便和语言接受阈测试的结果互相比较，有利于作出正确的诊断。

目前语言测听常用的测试项目有4种，即语言接受阈、语言辨别阈、听阈距和舒适域。

（一）语言接受阈

语言接受阈亦称可懂度阈。测试时用双音词表作为测试材料，用上述平均听阈以上25dB的强度播送，把受检者复诵结果，逐个词评定其正误，记录在专用表上。

检查结束后，找出受检者在哪一听力级能听懂词表内容的50%，再将该听力级扣除选用唱片正值即为语言接受阈。一般唱片的校正值：双音词粗纹唱片为16dB；密纹为20dB；数字词粗纹唱片为14dB；密纹为22dB。

若少数受检者无法听懂双音词词音时，可改测语言察觉阈（SAT），即开始听得语音的听力级，但听不清楚。实际上语言察觉阈与纯音500Hz听阈相接近，二者相差±5dB，所以近年来临床听力检查经常省去语言接受阈的检查。

（二）语言辨别阈的测定

近年来临床上语言辨别阈的测定常被简化为只测定语言辨别最高得分，而不再进行其他项目的测试。

测试时先用高于听阈10dB的听力级播出单音词表，该词表有50个词，复诵正确的词，每词得2分，计算该声压级得分总数。然后每次再增加10dB，重播单音词表，计算得分总数，直到播送词表的听力级到达不舒适阈为止。然后以语言辨别得分为纵坐标，听力级为横坐标，将各听力级的语言辨别得分连成一曲线。此曲线即为语言辨别阈，简称语言听力曲线，如图5－44。

在曲线通过可懂度50%处作一切线，此切线代表曲线坡度，通常描述语言曲线的形状呈陡坡或斜坡均以此切线为准。语言曲线最高点代表语言辨别最高得分。

临床作语言测听时，有时只须测定最舒适阈的语言辨别得分，即用高于语言接受阈40dB的听力级测定语言辨别得分。对于感音神经性聋（亦称感音性聋）者，宜用高于听阈25dB及40dB的声压级分别测定语言辨别得分，一般这类患者由于重振（复响）现象的存在，听阈距缩短，声压级过大，语言辨别得分反而下降。语言辨别得分的正常值可因发音材料不同而出现差异，例如用瑞金单音词唱片测定语言辨别最高得分，正常为75±5，留下10分作为方言、年龄与文化水平等差异的校正值。如用广州双音词表一号，其正常值可达90%以上。

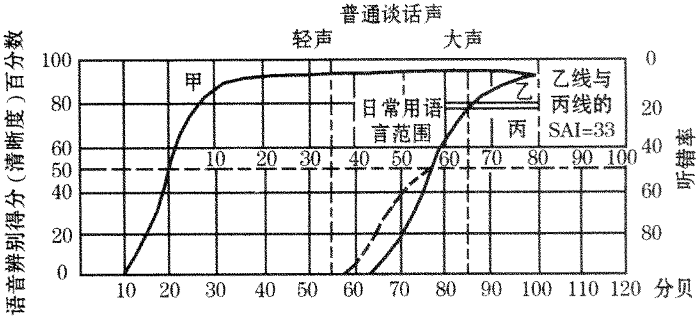


图 5－44　**语言听力曲线**

（三）听阈距（hearing span）测定

听阈距是指语言听阈与不舒适阈的差距。一般正常值为 70～90dB，平均为 82dB，感音性聋的听阈距缩窄为 50dB。耳蜗性聋的听阈距可小于 35dB。

（四）舒适域

一般舒适域是指最舒适阈与不舒适阈之间的差距，正常和传音性聋的舒适域为 45～65dB，感音神经性聋为 35～55dB，耳蜗性聋的舒适域窄，只有 10～20dB。

三、语言测试在临床上的应用

汉语语言测听法，目前仍处于初级阶段，由于我国语言复杂，受检者的智力、文化程度以及检查时注意力集中与否都会影响测听的结果，目前选用的测试词表仍不够完善。

语言测听临床上主要用于儿童听力检查，鉴别耳聋种类和选配助听器。

（一）可懂度阈的临床应用

1. 可用于判断纯音测听的结果是否正确，语言测听的可懂度阈与纯音听阈不符，常因纯音测听有误，必须重新测定。

2. 可用于儿童听力检查，比纯音测听简便，而且测听结果比较稳定。

（二）语言辨别阈在临床上的应用

临床上根据语言听力曲线的特征，语言辨别最高得分，听阈距的大小，再配合纯音测听，可鉴别下面几种耳聋的种类。

1. 感音神经性聋

感音神经性聋可分为耳蜗性聋和神经性聋，前者病变在耳蜗，后者病变在蜗后，神经性聋实际上包括蜗神经、脑干和中枢三部分，用语言测听配合纯音测听可以区别病变的部位是在耳蜗还是在蜗后。至于中枢性病变须用特殊的语言测听法及电反应测听法才能作出进一步鉴别。

耳蜗性聋约占感音神经性聋的三分之二，语言测听特征为语言听力曲线呈“头盔形”，如图 5－45。语言辨别最高得分低于 60%，有明显重振现象，主要表现在声音强度增加而语言辨别得分反而下降；听阈距明显变窄，一般均在 35dB 以下。

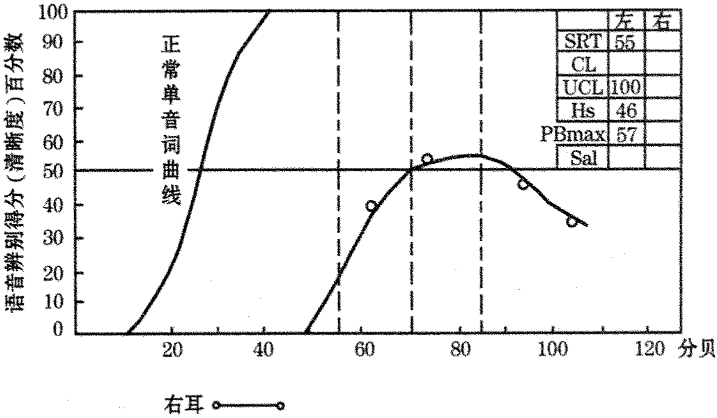


图 5－45　耳蜗性聋的典型语言听力曲线

2. 神经性聋

神经性聋病变在蜗神经上，纯音测听气导与骨导均有损失，听力损失以高频为主，亦可呈水平曲线，重振现象阴性，音衰试验呈明显阳性。语言听力曲线右转，常为平顶形；语言辨别得分优于耳蜗性聋，但低于正常（或接近正常）。

3. 传音性聋

一般传音性聋的语言听力曲线和正常者相似且平行，但向后移。其后移分贝数相当于纯音语言频率听力损失的平均值。而语言辨别最高得分可达正常值，听阈距亦正常。

4. 混合性聋

混合性聋一般是由慢性中耳炎和耳硬化症的后期（或爆震性聋等常伴内耳病变）演变而来。若患者患混合性聋是以传音性聋为主，而耳蜗病变较轻，则语言辨别最高得分可达 80%左右，如图 5－46。若患者耳蜗病变严重则其语言听力检查结果和一般耳蜗性聋相似如图 5－45。

（三）语言辨别最高得分测定在临床上的应用

在临床上利用语言辨别最高得分测定的结果有助于决定听力重建手术是否合适，如图 5－47。因为耳硬化症及中耳炎患者在手术以前均要做语言测听，若其语言辨别最高得分大于 75%，一般适合做听力重建手术；若语言辨别最高得分在 55%～70%者，可考虑进行听力重建手术；若语言辨别最高得分低于 55%的患者，则不宜进行听力重建手术。

（四）语言测听用于鉴别诈聋

语言测定用于鉴别诈聋，请读者参考本章第二节－9，这里就不再赘述了。

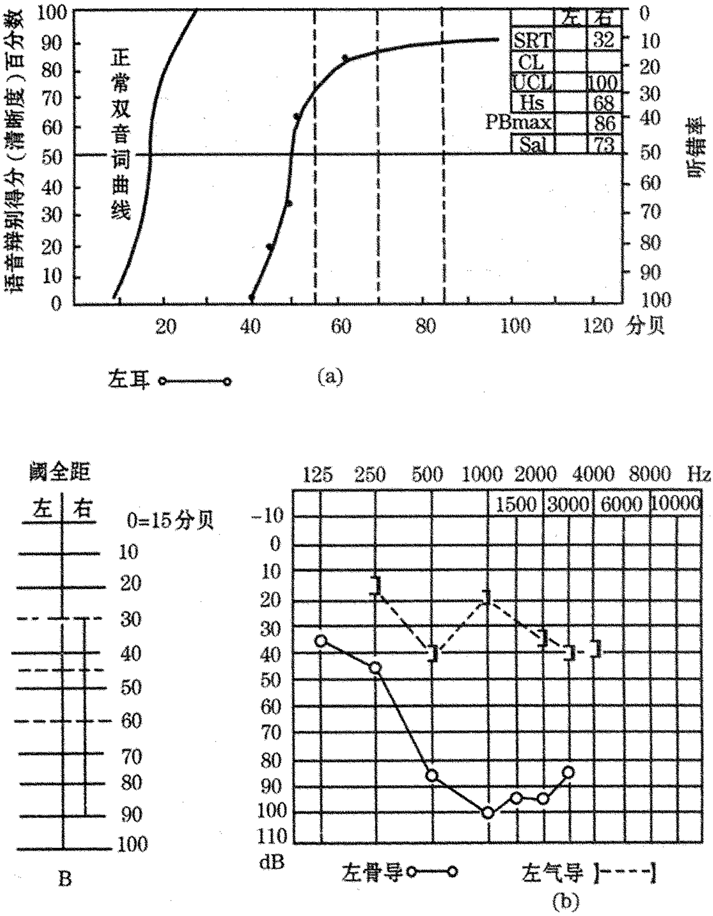


图 5－46　混合性聋

（五）利用语言测听帮助患者选配助听器

耳聋患者是否适合配戴助听器，一般取决于试用后语言辨别最高得分值变化情况。若试用后语言辨别最高得分提高，则表示适合配戴助听器。

一般线性放大型的助听器只适用于传音性聋患者。因为它没有自动重振控制装置（ARC），不能自动限制其对大声音的放大能力。而压缩放大型的助听器则适用于感音神经性聋患者。这种压缩放大型助听器装有自动重振控制装置，它能自动限制对大声音的放大能力，自动重振控制装置须根据每个使用者的听力情况进行适当调节，务必调到最佳位置，即当音量控制开关旋至最舒适响度时，调节 ARC 的旋钮改变其反馈大小，直到语言辨别最高得分达到最高值为止。这种调节往往要反复几次才能找到最佳的位置，取得“最高”的语言辨别得分。

值得注意的是，在选配助听器时，还要检查配用者对助听器的耐量。若助听器

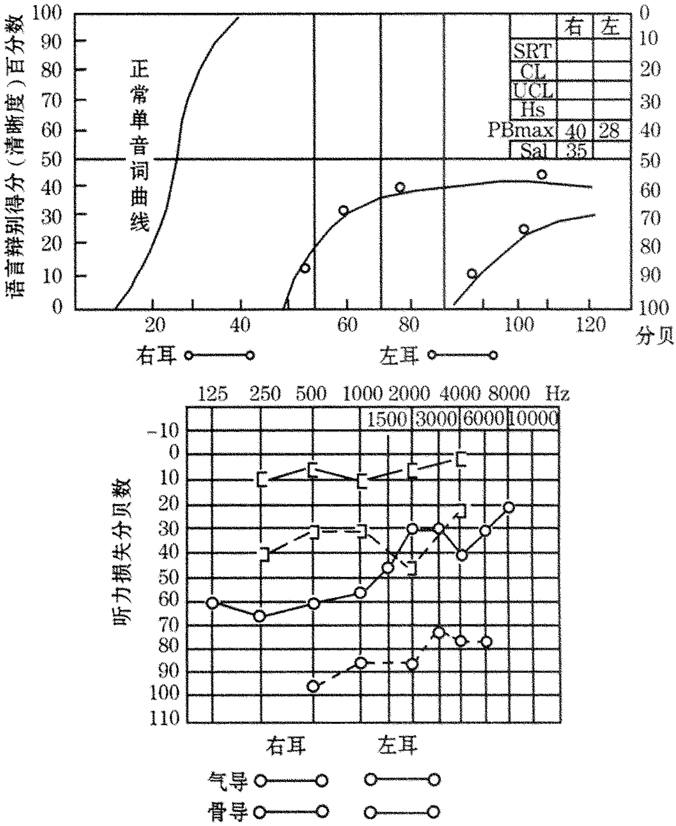


图 5－47　不适宜做鼓室成形术的典型语言听力曲线

的音量大小不影响语言辨别得分，则表示配用者对助听器的耐量最佳；若助听器音量稍微放大后，配用者的语言辨别得分明显下降，则示耐量较差。

目前检查耐量有二种方法，一是用语言测听法，即将助听器的音量开关旋至最大而不失真，检查语言听力曲线，如曲线呈头盔形，则示耐量不佳；如果语言听力曲线呈平顶形，则示耐量最佳。另一种耐量检查方法比较简单，即将助听器音量旋钮旋开一半，先用细小声音说话，后用大声说话，观察配用者是否觉得大声说话会引起耳痛，若有耳痛则示配用者耐量不佳。反之则示配用者耐量较好，可配用助听器。

近来临床上经常利用老年人的语言清晰度曲线回跌现象检查听觉系统蜗后病变，并帮助选配助听器，其方法是首先查纯音听力图，从 0dB **（感觉级、言语频率平均值）开始，每** 5～20dB **一档递增，直至听力计最大输出或受检者的最大耐受级；每档给一半语言平衡词表，查得语言识别率，连成语言清晰度曲线，再按下面公式算出回跌指数：**

$$\text{回跌指数} = \frac{PBmax - PBmin}{PBmax}$$

其中 PBmax 为最大识别率，PBmin 为最大声强时的最小识别率。一般第Ⅷ神经病变回跌指数在 0.45～1.00 之间；耳蜗病变回跌指数为 0～0.40；1.00 为完全回跌，0 为无回跌。

临床上检查 60 岁以上听力正常或感音性聋者，其中 96.2% 的回跌指数小于 0.40，40%超过 0.40，回跌现象比较明显。一般来说，对于老年性听力减退患者，如有回跌现象，应作进一步检查，排除蜗后病变、占位性病变、血管性疾病和病毒性感染等。另外，检查有无回跌现象，对选配助听器也有帮助。例如一耳有回跌现象，另一耳没有，则没有回跌现象耳配助听器较好。在老年人中回跌现象可视为听觉系统蜗后的老年病变的表现。

第六章　耳聋与康复设备

耳聋是听觉功能障碍的表现。一般轻者称为重听，为听觉功能部分减退所致；重者称为耳聋，其实用听力几乎完全丧失。若小儿自幼失听，则丧失了学习语言机会而变成聋哑儿。我国有 13 亿人口，以 6% 估算，我国有听力障碍者约有 7 800 万人。由此可见，有听力障碍的人数是相当可观的，因此如何利用医疗技术和当代科技电子技术使耳聋患者恢复听力就具有十分重要的现实意义。本章主要介绍耳聋的类型与测听、助听器的选择与配戴效果，以及人工耳蜗和噪声性听力损伤与防护等。

第一节　耳聋的类型与测听

一般从发病的时间来分析，耳聋可分为先天性和后天性两大类，亦可根据是否遗传分为遗传性和获得性耳聋。

根据产生听觉障碍的部位不同，临床上又把耳聋分为传音性耳聋、感音性耳聋和混合性耳聋三大类。

一、传音性耳聋

传音性聋病变部位在外耳和中耳，往往是外耳到中耳部位的疾病所引起，使声波传入内耳受到障碍。传音性聋听力损失一般不超出 60dB，因大于 60dB 的声音可经颅骨直接传入内耳。环境噪声对传音性聋患者的听力干扰轻微，传音性耳聋患者在噪声较大的环境中接受语言的能力往往和正常者相仿。临床上常见的传音性耳聋的疾病有如下几种。

（一）外耳道堵塞病变造成外耳道闭锁

这种病变多见于外耳道肿瘤、耵聍栓塞、异物或闭锁等疾病。一般堵塞达到外耳道管腔的 2/3 时才会影响听觉。若超过上述限度时，则管腔愈小，听力减退愈明显。幼儿双侧外耳道闭锁常与耳廓畸形同时存在，影响语言学习。外耳道闭锁伴面部和下颌骨发育不全者称为 Treacher－Collins 氏综合征。

（二）中耳发育不全

中耳发育不良多指听骨链中断或畸形的患者。一般单侧病变并不影响患儿学习语言，患者本身往往不知道此耳疾，而于体检或试听耳机时才偶然发现。这种患者的听力减退的特点，为非进行性，无耳鸣，骨导正常，气导损失介于 45 ~ 55dB 之间，各频率听力之间的差异极小，其听力曲线呈平坦型。

（三）中耳炎症性疾病

这种疾病的特点是传音机构劲度增高时低频听力损失较多，若同时有质量增加则高频听力亦要下降。

1. 在化脓性中耳炎中，仅为鼓膜穿孔所引起的听力损失一般较少。接近锤骨柄的穿孔对听力的影响要比其他部位的穿孔明显。在听力损失的程度上，穿孔面积的大小比部位更为重要。一般穿孔占鼓膜面积 20% 者，1kHz 的听力减低约为 20dB；穿孔占鼓膜面积 40%，1kHz 的听力减低为 30dB；穿孔占鼓膜面积 100% 者，1kHz 的听力减低约 45dB。若伴有听骨链损害，则听力损失比单纯鼓膜穿孔者为甚。镫骨上部结构缺失者，前庭窗、蜗穿几乎在同一平面上，较之镫骨完整者的听力更差。

2. 鼓室硬化症的听力损失则按其病理程度和范围而定。这类病变不仅妨碍传音机构的振动，而且使传音系统的重量增加，致使所有的频率的听力普遍下降。若硬化组织主要使劲度增大，则听力损失以低频为主，高频听力损失可以略去。

（四）中耳非炎症性疾病

中耳非炎症性疾病常见有咽鼓管阻塞（亦称卡他性中耳炎）和耳硬化症。患咽鼓管阻塞者在病程初期因鼓室负压妨碍鼓膜、听骨振动，造成低频气导下降，当鼓室内积液时，加上重量增加将引起各个频率的听力均发生下降。若负压改善而积液继续存在，则听力损失以高频为主。

耳硬化症患者的特点是，其听力减退和耳鸣是缓慢地进行，常为二侧性。但一般一耳先发病，另一耳继之，可能有耳聋家庭史。晚期耳硬化症病灶将侵及迷路骨壁、内耳道或前庭窗、蜗窗均被病理组织堵塞，则气、骨导听力均显著下降，由传音性聋转化为混合性耳聋。耳硬化症伴有蓝巩膜、复发性骨折者称 Van der Hoeve 综合征。

总之，传音性耳聋是由于声波通过外耳或中耳的任何障碍所引起的，通常的原因是浓、分泌物或耳垢的聚集；听骨在骨壁上的粘连、感染造成的鼓膜加厚；骨瘤固定了镫骨造成耳硬化。这样一来，骨传导很少受其影响，因为它由“旁路”越过中耳。这种耳聋决不会是完全的，因为有些声音通过头骨传导，并且传音性耳聋的听力敏度图趋于“扁平的”，即所有频率的损失是相等的。因而这种病人似乎在嘈杂的环境中听觉更好，因为语音都提高了，并且患者不会被他所听不见的噪声所打扰。这类患者能耐受助听器，并因此受益于助听器的效果最佳。

二、感音性耳聋

感音性耳聋亦称感音神经性耳聋。这是由内耳经听神经到大脑中枢的疾病所造成的，病变多在耳蜗、听神经或听觉中枢。多数患者以高音听力减退为主，并常以高音听力先减退，然后逐渐向中音和低音扩展。感音性耳聋如继续发展下去，听力损失程度可比传音性耳聋严重，甚至会导致全聋。造成感音性耳聋的原因是多种多样的，不少原因目前尚不十分清楚。

（一）老年性耳聋

老年性耳聋多发生在65岁以上的老人，其中约1/3会出现老年性耳聋。这是由于感音系统发生老年退行性变化所致，其特点是每当病后体弱时加速进展。患者对低声听不清，高声又耐受不了，对缓慢简单的语言尚能理解，若讲话速度快或环境噪声较强则感到分辨语意困难。由此可见，年高并有其他老年征兆的人，如有不明原因的耳聋就称为老年性聋。并不完全能用年龄来判断一个人是否老年，有的40岁就和70岁的人一样有老年性听力减退。老年性聋的发生和接触噪声，吸烟过多，动脉硬化等有关。

诊断老年性聋应从两方面着手：一是观察有无其他身体老化的现象，二是排除其他致聋的原因。

对于老年人，如有找不出其他原因的高频感音神经性聋，就应考虑为老年性聋。老年性聋发展缓慢，偶而在一次大病后或全麻后等生理上的大变故后听力大为下降。纯音听力损失和语言听力损失可不一致，如纯音听力虽仅中度减退，语言识别率却可很低，也可相反，纯音听力损失严重而语言辨别率却甚高。

老年性聋的病变部位可发生于耳蜗、蜗神经和听觉中枢任何一个部位，因此听力检查结果可有相当大的差异。有的由于毛细胞改变而出现重振，而以蜗后病变为主的则无重振现象。

综上所述，社会上老年人口不断地增加，大部分老年人有听力损失，老年性耳聋患者的日益增多，已促使人们对其发病机制进行深入研究。近年来的研究表明，老年耳聋患者听力损失平均在60dB（HL），且以高频损失为主。听觉脑干诱发电位（ABR）振幅正常，大部分缺乏波Ⅰ和波Ⅱ。ABR阈值大约相当于听力图上的平均阈值。与正常人相比，当刺激强度降低时，波V的潜伏期变长，在每个强度级上潜伏期均较正常人长。耳蜗电图（E Coch G）均显示分化很好的动作电位，并有重振现象。组织学切片显示螺旋器毛细胞的萎缩，内毛细胞损失很少超过25%；外毛细胞第一排大部分损失25%以上，少数患者达到75%；第二排损失50%以上，常达到75%；第三排损失最重，少数患者达到100%，损失最重的是耳蜗底转最底部3mai处。此外在存活的毛细胞中伴有巨静纤毛变性。

由此可见，老年耳聋患者均有中等程度的听力损失，高频损失较重，双耳听力

损失程度相等，女性的严重程度不亚于男性。从 ABR 检查结果看出老年性聋原发性障碍不在脑干，而在耳蜗。耳蜗电图出现大的动作电位表示至少部分毛细胞耳蜗神经具有适当的传导能力。形态学亦证实是毛细胞的损害，而不是螺旋神经节和神经纤维的损坏。结合听觉功能检查和近年来组织学发现，目前认为老年性聋的原发性损害是基于毛细胞的变性。

（二）突发性耳聋

突发性耳聋常由血管闭塞性病因引起，患者原先听力正常，在短时间内突然发生全聋，两侧者少见，诊断无困难，单侧者则易于漏诊。由此可见，突发性聋或暴聋为发病急骤，在数小时内或几天内突然发生和加重的感音神经性聋。耳聋程度可轻可重，可自行恢复也可成为永久性聋。引起发病急骤的耳聋的原因很多，如颞骨骨折、爆震性聋、迷路炎、美尼尔病等。

一般认为突发性暴聋是病毒感染或是供血障碍所致。突发性聋可为单侧也可为双侧，单侧突发性聋有时不会引起病人注意，而在起病一段时间后偶而察觉出来。有的开始感到听话不懂，辨别声源的方向能力差。患者多有耳鸣，有的伴有眩晕。

一般突发性聋的听力曲线分为三种：

1. Ⅰ型主要为低频损失，2000 ~ 8000Hz 稍减退，语言接受阈和语言识别率都明显差于正常。

2. Ⅱ型 500Hz、1000Hz 和 2000Hz 听力损失在 50 ~ 60dB。3000Hz 以上陡降，语言听力损失和纯音听力损失程度相吻合。

3. Ⅲ型完全测不出听力。

突发性聋可表现为耳蜗损害性的或蜗后损害性的，发病初期无重振，或后来有重振。自描听力曲线多为Ⅲ型，也可在不同阶段为Ⅱ型或为Ⅳ型。短增量敏感指数或高或低。如病人听觉障碍属蜗后性的，则可能为病毒感染；如为耳蜗性的，则应考虑为供血障碍的可能性较大。

前庭功能检查约有一半患者的冷热反应有永久性改变（完全消失或稍减退）。

对突发性聋的诊断应作详细的病史询问，了解有无外伤、气压伤、病毒感染等病史。作 X 线检查，排除听神经瘤、隐性乳突炎、颞骨骨折等。腰椎穿刺脑脊液化验有助于鉴别听神经瘤、脑炎、脑膜炎、外伤等。检查血压、眼底、血脂、血糖、白细胞和红细胞计数及血片分类，凝血机制，了解血液和心血管系统的情况。全身检查特别是神经系统检查，了解有无其他系统的疾患者。⊅突发性聋应与迷路窗破裂等鉴别。近来有些报告突发性聋患者中不少是迷路窗破裂的。如有气压改变（飞行、潜水），用力、呕吐、头部外伤、耳部创伤（如打耳光）、喷嚏、擤鼻等与发病有直接关系的情况，就应考虑迷路窗破裂的可能性。

听神经瘤多发病缓慢，但也有表现突发性聋的。听神经瘤的听力改变主要为蜗后损害性的，前庭冷热反应减退或消失。内听道 X 线检查示内听道扩大，脑脊液及

内耳液的蛋白含量增高。

美尼尔病初次发作时可表现为突发性聋，但可自愈及反复发作。耳毒性药对易感者也可引起突发性聋，病发于用耳毒性药后可资鉴别。

细菌性迷路炎有中耳炎等感染史，乳突 X 线摄片可诊断乳突炎和隐性乳突炎。

（三）噪声性耳聋

噪声性耳聋患者均有噪声接触史，一般是 4 000 Hz 的听力首先下降，故早期患者对普通谈话声的听觉多无明显障碍。待后期当听力损失影响其他频率时，患者才感到听话出现困难。噪声性耳聋患者的听力图通常有两个切迹，即除了 3 000 ~ 6 000 Hz 的高频区有典型噪声性耳聋的切迹外，在 500 ~ 1 000 Hz 的低频区还有一个切迹（多发生在 1 000 Hz 频率处）。在两个切迹之间，多半是 2 000 Hz 音频的听敏度较高，形成一个反向切迹。形成双切迹听力图的原因是：与接触的噪声频谱有关，一般刨工、锯木工和井下采掘工所接触的噪声，其中心频率多为 1 000 Hz 与 500 Hz，强度为 100 dB 以上。动物试验证明，当豚鼠暴露于中心频率为 500 Hz，声级为 103 dB 的噪声后，耳蜗底转与第三转的毛细胞发生损坏，由此推论，可能一小部分除了 3 000 ~ 6 000 Hz 高频区以外，500 ~ 1 000 Hz 低频区也容易受到噪声损害。这也是引起双切迹听力图的原因之一。

最近几年，人们对高血压、高脂蛋白血症、长期噪声刺激对耳蜗病理的协同作用进行了深入研究，结果证实了 Rosen 的发现，即饮食本身并不引起人类的听力损失，但是高血压、长期高脂饮食加上长期噪声刺激（即使是中度声强级），也可引起听力损失。因此，在现代社会中老年人患高血压、高脂蛋白血症随着年龄增长而增多，以致提高了这些老年患者的耳蜗对长期噪声刺激的敏感性。目前，重视和预防老年人的噪声性聋已成为一个新的课题。

（四）中枢性耳聋

因为任何大脑皮层的病变必须相当广泛而使两侧的神经通路受损时才能引起明显的听力损失。轻度中枢性病变，单侧颞叶病变或右侧大脑半球切除后，纯音听力仍可正常。这种耳聋可借特殊的语言测验，如畸变语言听力检查等作出诊断。

由上述可知，感音性耳聋这种听力缺损，不是发生在声音知觉的皮层分析过程中，而是由于内耳感觉细胞的溃变、听神经瘤等原因所引起的。因为缺损是由于空气传导和骨传导共同的听觉机制部分（毛细胞或听神经）被破坏所致，所以可以诊断为两条路线的破坏。在音调方面，聋是“斑点状的”。高音调的听觉受害最大，因此亦叫“高音聋”。词语的知觉和分辨受到歪曲，并且当噪音遮蔽了剩余的微小的声音差别时，听觉很坏。当音调的强度增加时，感知到的强度（响度）比听觉正常时更迅速地增加。对正常耳可能是同样不愉快的大声，患者则不能忍受大声言语或助听器的过大音响。这种感音性耳聋可能是暂时性的，若它起源于疲劳或部分创伤时，如暴露在长时间的大声中（“锅炉工聋”），则耳聋可能是暂时性的。对于起源于高龄、疾病或毒剂引起的溃变时，也可能引起永久性的耳聋。

三、混合性耳聋

患者兼有传音性耳聋和感音性耳聋时称为混合性耳聋。这种患者的气导听力和骨导听力都降低，但相对而言，其骨导听力降低的较少。对这种耳聋患者，可配用骨导助听器。应该注意，对于高度感音性耳聋者来说，在许多场合中使用骨导助听器得不到助听效果。但是，高度感音性耳聋者或完全耳聋者，能够感觉到由骨导助听器所产生的振动，这也可以认为是信息的一种手段。

一般混合性聋的两部分病变，可为同一疾病所引起，也可为两种互无直接关系的疾病所引起。如化脓性中耳炎有传音性障碍，当其毒性物质经圆窗膜渗入迷路引起感音性障碍时，即出现混合性聋。头颅外伤既可引起听骨链中断，又可引起颞骨（迷路）骨折，而致混合性聋。麻疹可伴发中耳炎，也可引起耳蜗损害。耳硬化症镫骨固定者有传音性聋，耳蜗耳硬化症者有感音性聋。鼓室积液既引起传音性障碍，又可因圆窗膜活动受限而引起骨导听阈下降。

两种互不相关的原因引起混合性聋也不少见，可以先患传音性聋，后患感音神经性聋；也可先患感音神经性聋，以后又患传音性聋。如用氨基糖苷类药治疗化脓性中耳炎，则导致在传音性聋的基础上增加感音性聋的成分；又如作鼓室成形术后，原有的传音性聋未完全治愈，加上医源性耳蜗损害而成混合性聋。因此，对混合性聋的诊断，除作为听力检查外，还应作耳镜检查，并对患者病史作全面仔细的询问才能作出诊断。

除上述三种耳聋外，临床上还可见到下列非器质性耳聋。

（一）精神性耳聋

患者耳聋起病突然，往往是焦虑、失意或受惊等精神刺激有关。患有神态紊乱或沉默寡言，在不同的时间内听力变异较大。其语言测验与纯音测验结果不符。事实上精神性聋可发生于有轻度器质性聋的基础上。因此，近年来也称作“夸大性听力减退”。夸大性听力减退不同于伪聋，精神性聋是不自觉地感到听力损失的程度超过其实际的听力损失程度，而伪聋则是有意识地夸大其听力损失的程度以达到某种目的。因此夸大性听力减退是指患耳的听力减退超过器质性病变所致的听力损失程度。

1. 精神性耳聋的特点是：

（1）常呈单侧或双侧重度聋或全聋，无耳鸣、眩晕，可突然发作或突然恢复。

（2）可伴缄默症（mutism）或其他癔病症状。

（3）语言不因聋而改变，学习唇读的进度很快，前庭反应正常。

2. 诊断中应注意了解病史，排除器质性聋。一般应作如下检查：

（1）纯音测听，反复检查的听阈变化较大。

（2）语言接受阈与纯音听阈不相符合，纯音听阈常比语言听阈差。

(3) 自描听力曲线呈Ⅴ型曲线。

(4) 延长断开时间更易检出Ⅴ型曲线。

(5) 阻抗测听法镫肌反射阈正常，皮层诱发电位测听法及耳蜗电图反应均正常。值得注意的是，在癔病、听觉性认识不能症等疾患时，虽有反应但患者仍听不到声音。

(二) 诈聋

患者听力缺损程度与实际情况不符。患者除故意夸大耳聋程度外，往往举止机警，对答迟凝不决。患者的眼睑和瞳孔反射正常，故这种耳聋亦称伪聋。

下面介绍聋人和哑人耳聋的脑干电反应(BSR)测听：

实际测试指出，脑干电反应测听能将很微弱的听觉诱发电位进行提取、叠加，求均得出结果。聋人和哑入耳聋虽然严重，但客观测听的结果是多数人具有一定的残余听力，大约有98%的患者用100~110dB(SL)、1kHz滤波短声刺激时，则出现波Ⅴ振幅为0.2μV的电位波形。仅有2%的患者对脑干电反应测听无反应。也就是说，绝大多数聋人和哑入耳聋仍具有一定的残余听觉，因而大多数可通过佩戴合适的助听器，进行语言训练，或埋植入工耳蜗等有对聋人和哑人耳聋患者进行脑干电反应测听的基本方法是，首先对听力计进行0dB(SL，感觉级)校准，选取一定数量的男、女健康青年(其纯音电测听各频率均正常者)为对象，在隔音及电屏蔽室内带上耳机，将刺激声强置于"0dB"。以每秒30次、1kHz滤波短声刺激，衰减器1dB为一档增减进行调测。待受检者获得主观听阈时，该声强为0dB(S1)级。其余频率亦依此法较准，取其平均值。受检者取平卧位，前置放大器放在隔音及电屏蔽室内，重复率每秒30次，扫描时间10毫秒，叠加1024次。5岁以下或不合作儿童可给口服水化氯醛睡眠后检查。记录电极置于头顶，参考电极置于同侧乳突，接地电极在前额。先以70dB(SL)引出第一条曲线。如果存在波Ⅴ，则向下以10dB(SL)为一挡作出另外曲线，直至波Ⅴ不再出现为止。再从80dB(SL)起，根据听力情况最高可做到110dB(S1)，待波Ⅰ~Ⅴ或波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ明显出现为止。观察与记录以下情况的数据：波Ⅰ~Ⅴ或波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ出现时的声强级，波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ潜伏期及振幅，波Ⅰ~Ⅲ、波Ⅲ~Ⅴ、波Ⅰ~Ⅴ间期及两耳波Ⅴ潜伏期差(ILD)。运用统计学方法进行数据处理，求得波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ潜伏期、振幅及波间期等的均数、标准差及变异系数。

综合分析所得数据，可以看出，聋人和哑人BSR大多数是90dB(SL)以上，100~110dB(SL)才出现波Ⅰ~Ⅴ或波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ。其中波Ⅴ不明显突出，只略高于波Ⅲ0.3μV。输入输出曲线在90dB(SL)时有上升趋势，90dB(SL)以上则上升较快，不像正常诱发电位随声强的增加而呈阶梯形上升，从变异系数来看，振幅的变异程度比潜伏期变异程度大。

以出现波Ⅰ~Ⅴ波或波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ时的分贝(SL)为标准对聋人和哑人耳聋作

客观分级，则70dB（SL）出现者为客观测听轻度聋；80dB（SL）出现者为中度聋，90dB（SL）出现者为中重度聋；100dB（SL）出现者为重度聋；110dB（SL）出现者为极重度聋；110dB（SL）无反应者为全聋。

值得指出的是，哑人中以幼儿为主，使用客观测听法进行听力估计最为适宜。一般主观测听法很难测得其实际听力，因此，有一部分被误定为“全聋”患者。脑干电反应（BSR）测听其听力损失程度只能凭波形及振幅来判断。一般来说，很难定出很具体的听阈，只是粗略地以10dB为一档来进行定级。另外，聋人和哑人以高频听力丧失为主，对低频还有一定的感受能力。滤波短声刺激以其物理特性容易与使用频率得到同步诱发电位，以1kHz最为适宜，宽频带短声反而不佳。100dB（SL）能诱发出波Ⅰ～Ⅴ或波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ者约占72%（重度聋），70dB、80dB和90dB分别诱发出上述波形总共约占6.3%，两者合起来，即有78.3%的耳聋患者尚有一定程度的残余听力。并且治疗以低频语言训练为主，佩带合适助听器能收到较好的听力效果。而对于110dB（SL）才能出现波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ者，因为110dB已接近痛阈，从补救听力角度来看，这一点残余听力的实用价值不大，因为患者对环境声常是极微弱听感与振动感相混合的感觉。

值得注意的是，聋人和哑人听阈很高，70～80dB（S1）也不一定能出现较清楚的Ⅴ波，且波形也不太规则。一般来说，使用波Ⅰ～Ⅴ或波Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ始现来作为听力的估计较好，尤其是对重度和极重度耳聋患者更佳。波峰的测量是从整个听觉径路上诱发电位点到点的关系，较为明显的诱发电位点，代表听觉系统各核团。如非占位性病变侵及听觉通路，即使振幅极低，一般都能见到3～5个甚至7个比较高的电位点。

临床实践证明聋哑症是因先天性聋或婴幼儿时期患双耳重度或极度耳聋，以致不能接受外界声音刺激，不可能学习语言或巩固发展已经学到的言语，致使又聋又哑。多数聋哑人有不同积蓄的残余听力。有极少数无听觉障碍的哑症是言语中枢功能障碍的失语症。

对聋哑人的检查除做脑干电反应测听的客观检查外，如果条件较差还可作些常规听力检查，例如语言的能力检查，可以了解牙牙学语、婴语、语言模仿等各阶段的情况是否正常；在什么阶段学语过程停止；是否已学会一些话，或在一个时期内具有正常的说话能力；于什么时候停止说话，或语言逐渐变得吐音不准；是完全不会说话，还是发辅音有困难缺陷等等。还可做智力测验，以便了解是由于耳聋还是由于精神缺陷，或是同时由于这两方面的原因影响了语言的学习和发展。精神正常的聋儿会关注一些帮助了解言语的线索，而精神障碍者则会眼神痴呆地对待这些线索。同时还可了解患儿是否患过先天性听觉分析知觉缺失症，只能听见元音不能听见辅音，或是由于其他原因对语言学习缺乏了解或记忆力等，而不能学会语言。

总之，聋哑症韵诊斯，应了解其听力功能状况，有无残余能力可供学习语言的基础，是否为听力正常而只是语言缺陷等，此外还应与精神性聋和癔症性哑等相鉴别。

第二节　感音神经性聋的听力学定位

感音神经性聋亦称感音性聋。病变多在耳蜗，听神经或听觉中枢。下面以耳蜗及蜗后病变为主介绍其听力学检查的特征及其临床意义。

一、耳蜗性聋听力学定位

耳蜗性聋听力学定位主要采用语言测听、纯音测听、短增量敏感指数测验（SISI)、双耳交替响度平衡试验（ABLB)、镫骨肌声反射测验，耳蜗电图（E Coch C）和脑干诱发电位测听。

（一）语言测听

采用音标平衡单词测定语言识别率。根据声强识别率曲线可观察语言声强与识别率的关系。当语言声增强到一定程度时，其识别率反而下降，此为回跌现象。临床上用回跌指数来表示语言识别率的回跌程度，即

$$\text{回跌指数} = \frac{PBmax - PBmin}{PBmax}$$

式中：PBmax 为最大识别率；PBmin 为最大声强时的最小识别率。

若回跌指数为 0 时，则表示无回跌现象；指数为 1 时表示完全回跌。耳蜗病变一般回跌指数不超过 0.25 ~ 0.4。临床上采用的语言测听材料不同，所得的测试结果也不同，文化水平和方言等因素对测试结果也有影响，并且测试用时较多，对中度或重度耳聋要在阈上 30 ~ 40dB 才能达到最大识别率。

（二）纯音测听

耳蜗病变引起的听力损失程度与耳蜗受损程度相对应，听力曲线则因基底膜上柯蒂氏器 受损的部位不同而异。如氨基糖甙类药物耳中毒早期表现为 4kHz 以上高频听力下降，老年聋表现为 2 ~ 3kHz 以上高频听力下降，其两者病理基础均系柯蒂氏器外毛细胞的损害。噪声性聋的听力曲线则表现为 3 ~ 6kHz 频率区的“ V ”型切迹，其原因可能是耳蜗基底膜 4kHz 频率区的血供较差，以及由于外耳道的共振频率使该区基底膜振动时振幅最大。Meniere 氏病早期表现为低频听力下降，呈上升斜坡型听力曲线，因迷路水肿使基底膜劲度增加而影响低音的传导。

人们应用 8 ~ 20kHz 的高频测听来测定耳蜗底回毛细胞病变，可提示早期药物中毒性聋、老年聋、噪声聋和遗传聋，由于高频测听可以监测耳蜗底回毛细胞的听敏度，因此可在常规测听尚无表现之前即可测得耳蜗损害。但由于高频测听需要特殊的测听仪，且不同的年龄组有不同的正常值，在临床上尚未广泛应用。

（三）短增量敏感指数测验（SISI）

声强增加使重振耳的响度增长大于正常，因此使其对声强改变的感觉灵敏度增加，致强度辨差阈比正常耳小。短增量敏感指数测验（SISI）是间接的重振试验方法，一般认为，当用 20dB（SL）声强，1.0dB 增量时，SISI 大于 70%为阳性，小于 30%为阴性。以往认为耳蜗病变中 SISI 测验的阳性率高达 70%以上，Meniere 氏病阳性率甚至高达 90%以上，但正常人的假阳性有时也达 60%，确诊为听神经病者仍有 30%～40%呈阳性。缺点为常常因为病人注意力不能集中而影响测试结果。

（四）双耳交替响度平衡试验（ABLB）

ABLB 试验用于测定声强增加和响度增长的比值，正常人两者有一定的比值，当响度增长的程度大于声强增加的程度称为重振，其机理尚不十分清楚。可能因 95%蜗神经纤维的信息来自内毛细胞，而蜗神经动作电位的大小取决于被兴奋的神经纤维数，并与所产生的响度感觉有关。由于柯蒂氏器的解剖特点，引起内毛细胞听毛弯曲，使内毛细胞兴奋的阈值声强比引起外毛细胞兴奋者高 30～40dB，因此外毛细胞受损时，低声强刺激所产生的响度比正常者低；而声强增加到一定程度，使内毛细胞兴奋，则兴奋的神经纤维数量剧增，响度迅速增长，使患耳的响度接近健耳。患耳响度增长比健耳大 20dB 为重振阳性，耳蜗病变时往往外毛细胞受损较内毛细胞严重，故重振愈明显，则病变在耳蜗的可能性愈大，因此测试 ABLB 时多采用 1kHz 或 2kHz。

近年来一些学者认为；对于 1/3～1/2 的蜗后病变也可出现重振，因此提出 ABLB 试验的临床意义不大。但本试验应用一般的纯音听力计即能进行测试，故仍多将此试验列入鉴别耳蜗和蜗后病变的常规听力检查之一。

（五）镫骨肌声反射测验

镫骨肌声反射是客观测定重振的可靠方法之一。由于阈上声刺激时重振耳的响度增长快，使声反射阈与听阈的差距变小，一般两者的差别小于 60dB（声反射感觉级）提示有重振。若听力损失达 40dB 时，声反射感觉级下降到 45dB，而听力损失达 85dB 的耳蜗性聋声反射感觉级可仅为 25dB，因而多在 110dB（HL）就能引出声反射，故中度耳蜗性聋大多能引出声反射，阳性率在耳蜗病变中可高达 90%以上，因此，目前多以此测验取代 ABIJ3 和 SISI 试验。但声反射引不出并不能完全排除耳蜗性聋，听力损失在 50～70dB 时尚有 10%～20%不能引出声反射，故临床上应给予注意。

（六）耳蜗电图（E Coeh G）

从耳蜗或其附近结构，由声刺激而导出的电反应曲线叫做耳蜗电图，它包括 M、SP 和 AP 三种电反应。一般高频听力减退为主的耳蜗病变表现为陡峭的蜗神经动作电位 AP 的潜伏期——声强函数曲线，其特点是蜗神经动作电位 AP 反应阈提高，阈值时 AP 潜伏期较正常者延长。可能是由于离前庭窗较远的外毛细胞兴奋所

产生，故所需的行波时间较正常者为长，声刺激增强至反应阈的 50dB 以上，蜗神经动作电位 AP 的潜伏期明显缩短，并逐渐接近正常耳。呈平坦型听力曲线的耳蜗病变，AP 潜伏期相对振幅——声强函数曲线则表现为 AP 反应阈提高，但潜伏期与正常耳同等声强者相同，表示外毛细胞受损。若随着声刺激强度增大 AP 振幅迅速增大，则表示内毛细胞功能正常。上述特点均系重振的表现。

近年来人们关注负性总和电位（-SP）的异常及其在临床诊断中的应用。实验指出大约 60%的 Meniere 氏症出现 AP-SP 复合波增宽，甚至对侧耳也有 46%出现 AP-SP 复合波异常，但 AP-SP 波宽的测量常不可靠，高频听力减退均可引起 AP 波增宽，而且鼓岬电极记录和外耳道电极记录的结果差别很大。目前临床上常应用 -SP 振幅和 AP 振幅之间的比值作为内淋巴积水的辅助诊断，若 -SWAP 值增大，则表示内淋巴积水，其机理目前尚不十分清楚。可能由于蜗管内压力增加使基底膜向鼓阶侧的张力增加，从而引起基底膜行波过程中向鼓阶侧的移位程度减小，致使 -SP 的振幅增大，这与基底膜的非线性振动有关。此外，也可能与血管纹循环的改变、蜗内电位的改变或内耳生化异常有关。但临床上目前各家诊断时所用 -SP/AP 比值的阳性标准不一样，其范围是 33%～50%。其原因可能与测试条件不同有关。电极距鼓膜愈远，则 AP 和 SP 的振幅愈小，特别是 AP 的振幅可减少 30%，结果使 -SWAP 变大。根据 AP 振幅不同，-SP/AP 的变化为 0.16～0.42。此外 SP、AP 的振幅对 4～8kHz 听力下降很敏感，高频听力下降也可影响—SWAP 的比值。因此一般来讲 -SW/AP 阳性标准应大于正常平均值再加上两个标准差，即（$\bar{X}$+2SD），若应用对数换算 SP-AP，估计曲线的标准化 -SP/AP 比值更为方便。

（七）脑干诱发电位测听

一般高频听力下降的耳蜗性聋脑干诱发电位波Ⅰ～Ⅴ间期缩短，若患者 4～8kHz 听力下降愈明显，则波Ⅰ～Ⅴ间期缩短愈严重。若用短声刺激，则波Ⅰ～Ⅴ间期随刺激声强减弱而缩短。正常时短声引出的脑干电位波Ⅰ首先来自耳蜗底回，高频听力下降波工来自第二回，基底膜行波到达该区的时间较长，使波Ⅰ的潜伏期延长，波Ⅴ潜伏期未相应延长，致使波Ⅰ～Ⅴ间期比健耳者短。一般单耳 1.2kHz 或 4kHz 听力下降，则患耳波Ⅰ～Ⅴ间期都比健耳短。

二、蜗后性聋听力学定位

蜗后性聋听力学定位主要采用语言测听、音衰测验、纯音测听、镫骨肌声反射测验、自描测听、脑干诱发电位测听和中潜伏期反应（MLR）测听。

（一）语言测听

语言识别率一般常规应用于蜗后病变的诊断，特别是纯音听阈尚属正常而语言识别率下降的患者应该引起关注。应该注意若听阈正常，而语言识别率低于 92%，

即应进一步做声反射、脑干电位等检查，以便早期发现听神经瘤。一般有64%～73%听神经瘤的语言识别率代于60%，而耳蜗病变仅29%。

声强－识别率曲线的回跌程度对病变的定位诊断亦有一定价值，回跌指数≥0.45表示蜗后病变。明显的回跌现象除有助于听神经病变的诊断外，对脑干病变的诊断也有意义。一般采用人工合成句进行测验比采用音标平衡单音词所测得曲线的回跌现象更明显，但对语言识别率很差者要测得明显的回跌现象则受到一定的限制。

（二）音衰测验

临床常用的音衰测验是阈音衰减测验和阈上音衰测验，异常音衰是蜗后病变产生病理性适应的表现，音衰测验超过30～50dB的患者提示为蜗后病变。Jerger等提出高声强刺激更易发现异常音衰，建议采用100dB（HL）测验。若不到1min而音感消失者为音衰阳性，一般音衰愈严重，累及的频率愈广泛，则蜗后病变的可能性愈大。目前各家报道蜗后病变的音衰阳性率差别较大，有68%～100%。Centner在听神经和脑干病变的听力测验中比较了纯音测听、语言测听，自描测听、镫骨肌声反射、SISI和ABLB等测验结果，认为音衰测验阳性率最高。但Sanders分析100例耳蜗病变的音衰测验，发现音衰大于35dB者占15%，因此应注意假阳性的出现。Musiek等提出采用中频进行测验对蜗后病变的诊断比较可靠。

（三）纯音测听

早期听神经瘤或桥小脑角病变听力正常者并不少见。脑干多发性硬化病变即使影响脑干听觉传导径路，纯音听力曲线亦可正常。但其原因尚不清楚。听神经病变早期听力曲线大约有60%呈高频听阈提高的下降型，16%～25%呈平坦型或谷型，病变严重时对侧耳听阈也提高，也有少数亦可表现为低频听阈提高的上升型听力曲线。

（四）镫骨肌声反射测验

一般蜗后病变诊断中应包括声反射阈、声反射衰减、声反射潜伏期以及同侧和对侧声反射测验等。测试声反射的前提是有足够的残余听力（60～75dB），测试侧面神经功能正常、镫骨肌和听骨链正常。多数学者认为听神经病变使声反射阈提高、声反射消失或声反射衰减，其阳性率达80%以上。正常声反射阈的上限为95～100dB（HL），当听力接近正常或轻度听力损失时，声反射阈提高或消失提示为蜗后病变。此外声反射消失时，应该用非声刺激测试中耳肌反射，以排除中耳病变所致的声反射消失。

测试声反射潜伏期一般采用反射阈上10dB、2kHz声刺激进行测试。正常潜伏期上限为140ms，两耳间差值的上限为40ms。一般认为声反射潜伏期是蜗后病变诊断中一个敏感性的指标。但也有少数例外。

对比同侧和对侧声刺激引出的声反射将有助于反射径路中各部位病变的定位诊

断。基于交叉声反射的反射弧经过脑干中线，而非交叉声反射的反射弧不经过脑干中线，因此听神经瘤或桥小脑角病变压迫听神经表现为患耳的同侧声反射和健耳的对侧声反射消失。测试结果呈“对角式”。提示蜗神经传入径路受损，而脑干中枢和患侧面神经传出径路正常。脑干中线病变表现为双耳的对侧声反射均消失，测试结果呈“水平式”。提示脑干中线的两侧交叉径路受损，而两侧的传入和传出径路正常。桥小脑角病变同时累及听神经和面神经，表现为患耳的同侧和对侧声反射消失，健耳的对侧声反射也消失，测试结果呈“倒L”式。

（五）自描测听

蜗后病变临床上多出现Ⅲ型或Ⅳ型曲线，系异常音衰的表现。Johnson分析363例听神经瘤的自描测听结果，发现有35%呈Ⅲ型曲线，22%呈Ⅳ型曲线，比以往报道的阳性率低10%，阳性率的高低可能与肿瘤的大小有关。若Ⅱ型和Ⅳ型曲线不易区分，可同时应用扫频式和固频式进行测试，应用倒序式扫频自描测听出现的音衰比顺序式自描测听者更明显，一般倒序式比顺序式自描测听曲线分离程度大10dB以上。故在听神经病变的诊断中更有实用价值。Jerger等报道蜗后病变的诊断中阳性率达到78%，倒序式自描测听出现的假阳性较低，耳蜗病变中假阳性率为1%～10%。

（六）脑干诱发电位测听

脑干听觉诱发电位中波Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ、Ⅳ和Ⅴ与听神经及脑干中的听觉神经元存在一定的结构联系，因而能较准确地反映听神经和脑干的功能。听神经受损的早期表现为患侧波Ⅰ～Ⅴ中枢传导时间延长（>4.6ms），两耳波Ⅰ～Ⅴ差值增大（>0.4ms），波Ⅴ振幅减小，病变严重时仅存在波Ⅰ，而波Ⅱ～Ⅴ消失。95%以上听神经瘤出现脑干电位异常。测试波Ⅰ～Ⅴ间期比单纯测量Ⅴ波潜伏期更有诊断价值。耳蜗电图与脑干电位结合应用也能提高确诊率，降低误诊率。采用同时记录耳蜗电图和脑干电位的方法，使波Ⅰ出现率明显增高，AP的出现即可排除耳蜗性聋又便于测量波Ⅰ～Ⅴ间期。桥小脑角病变压迫或牵引听神经同样出现脑干电位异常，但病变未影响听神经者，则波Ⅰ～Ⅴ传导时间仍正常。因此脑干电位正常并不能排除未影响听觉传导经路的桥小脑角病变。一般大于3cm的桥小脑角占位病变压迫脑干可造成对侧波Ⅰ～Ⅴ间期延长，波Ⅲ～Ⅴ间期延长或波Ⅴ振幅减小。对侧脑干电位是否正常主要取决于肿瘤的大小、部位以及脑干是否受压。若患侧听力损失严重，无法在同侧引出耳蜗电图和脑干电位者，可采用对侧耳给声，双耳记录的方法，以排除脑干听觉径路的病变。

脑干病变，如多发性硬化、血管病变和肿瘤等早期表现为双侧波Ⅰ～Ⅴ间期延长，主要是波Ⅱ后各波的潜伏期延长，波Ⅲ、Ⅴ的振幅减小，但两耳波Ⅰ～Ⅴ差值正常，病变发展，波Ⅲ、Ⅴ甚至波Ⅲ均消失。脑干听觉传导径路上很小的病变即能引起神经传导异常。

值得注意的是，短声刺激的重复频率超过 40Hz 可影响正常人脑干电位各波的潜伏期，但主要与波Ⅰ的延迟有关，波Ⅰ～Ⅴ的间期并未延长，并且使波Ⅱ～Ⅴ更易识别。听神经或脑干病变表现为增加刺激频率使波Ⅴ潜伏期延长更为明显（>0.8ms），波Ⅰ～Ⅴ的间期延长，波Ⅴ振幅减小或消失。这可能是蜗后病变的异常适应所致。可采用 10Hz 和 50Hz 的刺激频率进行测验。

综上所述，耳蜗性感音神经性聋患者 BSR 变化特征是，单耳平坦型听力下降伴响度重振现象时，双耳波Ⅴ潜伏期（ILD）呈负值，但双耳 Mè6nièn 氏病患者则无此现象，陡降型听力下降时，患耳 BSR 的波Ⅰ～Ⅴ的间期较健耳者短。一般认为当蜗后病变时，ILD>0.4ms，波Ⅰ～Ⅴ的间期大于 0.4ms。

必须指出蜗后病变有时因耳蜗供血不全等原因也会出现重振，此时必须既观察两耳波Ⅴ潜伏期，又要注意波Ⅰ～Ⅴ的间期变化，如果波Ⅰ～Ⅴ的间期延长则提示蜗后病变。患侧 ILD 短于健侧提示耳蜗病变，波Ⅰ～Ⅴ的间期缩短亦可能为耳蜗病变的表现。

（七）中潜伏期反应（MLR）测听

一般中潜伏期反应以 P_a、P_b 和 N_a、N_b 波振幅较大，其中 P_a 波最为明显和稳定，其潜伏期约 30ms，但个体差异比脑干电位大，听神经瘤可表现为 MLR 波潜伏期延长，两耳潜伏期差值增大，而且肿瘤愈大其差值也愈大，特别是应用高频声刺激时更易出现潜伏期延长。但假阴性率较高（9%～16%），肿瘤愈小假阴性率愈高，故中潜伏期反应（MLR）对听神经瘤的诊断不及脑干电位敏感。

实验指出，应用 40Hz 短声引出的 MLR（40Hz 电位）是目前对 MLR 测听一项主要改进，脑干上部病变可表现为短声主观听阈与 40Hz 电位反应阈的差大于 15dB（HL），潜伏期不稳定或引不出反应，但对听神经瘤的诊断意义不大。

综上所述，对于感音神经性聋的鉴别诊断中任何测验方法都有其一定特点和不足之处，应对各种测试结果进行综合分析，才能正确地运用听力学定位，对耳蜗和蜗后病变作出比较正确的判断。

近年来利用空气造影计算机断层扫描或核磁共振等，对神经或桥小脑角占位病变所致的蜗后性聋有很高的诊断价值，因设备昂贵难于推广，然而在诊断上可作为一种辅助措施运用于临床。

第三节　先天性聋和遗传性聋的诊断

一、先天性聋

临床上先天性聋可为传音性、感音神经性和混合性。一般先天性聋指出生时即已及听力障碍者，在临床上常将初生不久或童年早期所患的耳聋也并于先天性聋中论述。

对先天性聋或发生于童年早期的耳聋患者诊断时应详细询问病史：

（一）胎儿（产前）期：

1. 家族史，有无遗传性耳聋或其他遗传性疾病，父母是否近亲婚配。
2. 有无 Rh 因子相忌。
3. 妊娠早期有无风疹等病毒感染史。
4. 妊娠期是否用过氨基糖苷类抗菌素或反应停等药物。

（二）产期：

1. 早产。
2. 难产。
3. 产期母亲休克。
4. 产程过长或急产。

（三）新生儿（产后）期：

1. 窒息或发绀。
2. 核黄疸，多发性畸形。
3. 大脑产伤。
4. 医源性创伤（例如药物、噪声等）。

（四）童年早期：

1. 慢性呼吸道感染，变态反应。
2. 感染脑膜炎，脑炎等。
3. 外伤史。

另外，还应了解小儿在心理因素方面的情况，例如家中母亲痴呆或聋哑，缺乏应有的教育和培养，以及其他影响情绪的因素等。

值得注意的是，绝大多数遗传性疾患的听力减退都是到年龄较大时才会出现。不能把先天性聋和遗传性聋混为一谈。

先天性聋的患者自幼即对说话不作出反应，不会学说话，或延迟学说话并不能准确发音。对迟迟不会说话或语言不清楚发音不良者，都应作详细检查。听力减退的小儿发育缺陷主要是元音语言，对较轻的高音调辅音声的发音有缺陷，缺陷的程度取决于耳聋的性质和程度。

先天性聋一般分为传音性聋、感音神经性聋或混合性聋。听力检查有助于鉴别病变的部位，但如将触觉振动感觉误认为骨导听觉，就可导致错误的结论。

在有外耳畸形、外耳道闭锁或某些遗传性综合症中，物理检查结果可作为判断听力损失性质的参考。在大多数先天性聋的患者耳镜检查、物理检查和 X 线摄片，一般都不会有什么异常发现。这也是先天性聋的一个特征。

对怀疑有听骨链畸形、中断的患者可作阻抗测听。也可作耳蜗电图（ECochC），或脑干听觉诱发反应（ABR）等检查，以便客观地了解听功能状况。

先天性外耳、中耳畸形所致的传音性听力减退可根据外耳畸形，传音性听力障碍，阻抗测听的鼓室功能曲线等作出诊断。先天性感音神经性听力减退可分为遗传性和获得性两种。

临床上先天性感音性神经听力减退的听力检查可有不同类型的结果。有的为高频损失较重，有的为低频损失较重，也有的为单侧听力损失。

二、遗传性聋

遗传性感音神经性聋可分为隐性遗传性聋、显性遗传性聋、伴性遗传性聋等。

临床上对显性遗传性聋的患者可根据病史、家庭史作出诊断。伴有外耳、皮肤、眼、肾、神经系统、骨骼等畸形的综合征，诊断并不困难。隐性遗传性感音神经性聋听力减退较难诊断，如父母是近亲婚配者，同时又可排除其他原因，也较易诊断。值得注意的是，遗传性聋中有不少是年龄较大后才出现的，这一点在诊断上很有参考价值。

对遗传性聋，有的病史本身就可为诊断提供有力的依据，但大多数隐性遗传性聋无并存的其他遗传性缺陷，这给诊断带来一定的困难。例如，伴有夜盲的患者则提示可能有网膜色素变性，伴有找不出其他原因的晕厥者，应注意 Jervell－Lange－Nielgen 综合征。若患者有在进食后 3～4h 发生头痛、视觉模糊、极易疲劳的病史，则可能是伴发于糖尿病的反应性低血糖。而多发性骨折提示骨发育不全症或骨脆化症。新生儿黄疸应想到 Rh 因子相忌。在妊娠初期胎儿的母亲患过“三天的皮疹”，则提示有先天性风疹综合征的可能。有心血管病的家族史的患者应想到家族性高血脂症。进行性加重无耳痛的耳聋史则可能是耳硬化症。以下是对显性遗传性感音神经性聋，隐性遗传性感神经性聋和染色体缺陷分析。

（一）显性遗传性感音神经性听力减退

1. 无伴发缺陷的遗传性感音性聋

（1）双侧进行性对称性遗传性感音性聋。其特点是高频损失较重，多于 6 ~ 10 岁开始发病（有的可迟至 40 岁开始），至 50 岁即放慢发展速度。

（2）显性进行性早发感音性聋。其特点是患者发病于 6 ~ 10 岁，15 岁后即不继续发展，高频损失较重。

（3）显性中频感音性聋。其特点是患者发病始于童年或青年。中年损失较重，逐渐发展为所有频率都一致性下降。

（4）显性低频感音性聋、显性单侧感音性聋、显性先天性重度感音性聋和伴性遗传性聋（只累及女性）。

2. 伴有代谢缺陷的遗传性感音性聋

（1）氨基酸代谢缺陷：

①酪氨酸：白化病及听力减退；部分性白化病及听力减退（Waardenburg 综合征）。

②脯氨酸：遗传性智力迟纯、脯氨酸血症及感音性听力减退（Schafer 综合征）。

（2）脂类代谢缺陷：

一般原发性高脂蛋白血症及听力减退：家庭性高胆固醇血症Ⅱ A 型（β – 脂蛋白产生过多和清除不足）及听力减退；家庭性高胆固醇血症Ⅱ B 型（β – 指蛋白及前 β – 脂蛋白产生过多和清除不足）及听力减退；家庭性高脂血症Ⅵ型（前 – β – 脂蛋白产生过多和清除不足）及听力减退；家庭性高脂血脂Ⅴ型（前 – β – 脂蛋白过多和对抗乳糜粒清除力差）及听力减退。

（3）肾脏病变及听力减退

①遗传性肾炎及听力减退（Alport 综合征）。

②遗传性肾炎、荨麻疹、淀粉样变及听力减退（Muckle 及 Wells 综合征）。

③遗传性肾炎，意识迟钝、癫痫、糖尿病及听力减退（Herrmat 综合征）。

（4）外胚层缺陷及听力减退，其特点是患者双侧听神经瘤及听力减退。

（5）神经系统退变性疾病及听力减退：其特点是影响特殊纤维束及或神经组；Huntington 氏遗传性舞蹈症及听力减退。

（6）骨缺陷及听力减退：

①颅骨骨化缺陷：颅面骨发育不良及听力减退；下颌面骨发育不良及听力减退（Treacher – Collins 综合征）；耳蜗耳硬化症。

②全身性骨缺陷：畸形性骨炎（Page 病）及听力减退；成骨不全及听力减退（Vander Hoeve 综合症）；骨脆化症及听力减退（albers – Schonberg 病）；锁骨、颅骨发育不良及听力减退。

（7）结缔组织缺陷及听力减退：Marfan 综合症及听力减退。

（8）Rh 血型不合及听力减退（成红细胞增多症）。

（9）先天性风疹及听力减退。

（10）耳毒性药及/或药物反应及听力减退。

（11）噪声引起的听力减退。

（二）隐性遗传性感音神经性听力减退。

1. 无伴发缺陷的遗传性听力减退

（1）隐性先天性重度听力减退，其特点是听力往往完全丧失。

（2）隐性渐进性感音性聋，其特点是患者发病开始于出生时或童年早期，病情进展缓慢，至老年一般都有重度听力丧失。

（3）隐性非进行性中频损失性感音性聋。

2. 伴有其他缺陷的隐性感音性聋

（1）氨基酸代谢缺陷：

①酪氨酸：白化病及听力减退。

②甲硫氨酸：遗传性智力低下、高胱氨酸血症及听力减退。

（2）碳水化合物代谢缺陷：

①粘多糖代谢缺陷：软骨代谢障碍病及听力减退（Hurler 综合征）；软骨发育不良及听力减退（Morquio 综合征）；指（趾）甲发育不全及听力减退。

②碳水化合物代谢的多因素缺陷：糖尿病及听力减退。

（3）脂类代谢缺陷：

①原发性低脂蛋白血症：无 β－脂蛋白症及听力减退（Bessen－Homzwelg 综合征）。

②原发性高脂蛋白血症及听力减退：家族性高胆固醇血症Ⅰ型（不能清除乳糜微粒）及听力减退；家族性高脂蛋白血症Ⅱ型（前－β－脂蛋白不能代谢为 β－脂蛋白）及听力减退。

③神经节苷脂沉积症：黑蒙性家族性痴呆（Tay－Sachs 病）及听力减退。

（4）盐类代谢缺陷：肝豆状核变性（Wilson 病）及听力减退。

（5）外胚层缺陷及听力减退；外胚层发育异常伴无汗及听力减退。

（6）神经系统变性疾病及听力减退：

①影响特殊神经束及或神经组：脊髓小脑（Friedreich）运动失调。

②脑脊髓鞘性疾患：弥漫性轴周性脑炎（Schilder 病）及听力减退。

③其他变性疾病：肌阵挛性癫痫（Unverricht 癫痫）及听力减退。

（7）骨缺陷及听力减退：

①全身性缺陷：遗传性高磷酸酶及听力减退；遗传性低磷酸酶及听力减退。

②脊椎缺陷：Klippel－Feil 综合征及听力减退。

（8）先天性心脏病及听力减退：

①心率及心律紊乱：心电图异常及听力减退（Jervell 及 Lange－Nielson 综合征）。

②瓣膜缺陷：先天性肺动脉瓣狭窄及听力减退（Lewie 综合征）。

（9）内分泌系统疾患及听力减退：甲状腺内分泌合成缺陷；非地方性甲状腺肿

（pendred 综合征）及听力减退。

（10）眼病及听力减退：

①网膜变性：网膜色素变性及听力减退（Usher 综合征）；网膜色素变性、肥胖、糖尿病及听力减退（Alstrom 综合征）；网膜色素变性、智力低下、矮小及听力减退（Cockayne 综合征）；网膜色素变性、智力低下、肥胖、多指（趾）、性腺机能低下及听力减退（Laurence – Moon – Bied 综合征）；网膜色素变性，前庭小脑运动失调及听力减退（Hallgren 综合征）；网膜色素变性、多发神经炎、鱼鳞癣及听力减退（Refsum 综合征）；黄斑营养不良及听力减退（Amalric 综合征）；网膜假性瘤、智力低下及听力减退（Norrie 病）。

②视神经病：青春性视神经萎缩及听力减退（keber 病）。

③角膜病：Fehr 营养不良及听力减退。

（三）染色体缺陷

三体综合征（Trisomy）：

（1）18 三体综合征及听力减退；

（2）13 – 14 – 15 三体综合征及听力减退。

第四节　耳的卫生与噪声性听力损伤

一、耳的卫生

经常保持耳的卫生对于耳的正常生理功能的发挥和预防耳病的发生具有重要的保健意义。一般外耳卫生主要应注意外伤性鼓膜损伤或炎症后的干性穿孔，应防止水液进入耳内，要及时进行鼓膜修补，以防感染。另外，鼓膜发生外伤性穿孔后，去除外耳道内的血液、血块或异物时必须注意严格的无菌操作。在气压急剧改变的环境中，要预防气压损伤。例如在高压气舱中，飞机降落和潜水时，必须及时作吞咽动作，使中耳内外气压平衡，避免气压损伤性中耳炎的发生。不论是特异性或非特异性中耳炎，经过及时和适当的治疗后，一般均可痊愈。但当患者机体存在某些因素，例如局部因素、免疫因素、慢性消耗性疾病或治疗不当时，炎症迁延过久，最终导致永久的、非活动性不可逆病变，出现重听或耳鸣。粘连性中耳炎的治疗比较困难，主要是由于咽鼓管功能不良和再粘连的问题有待解决。临床中可根据不同的病因、病期和有无其他病变等情况，分别加以处理。对听力损失轻而不影响工作者，无需治疗，手术仅适用于耳聋较重的中、青年患者。治疗有困难的双侧患者或老年患者可佩戴助听器以提高听力。

内耳病变所引起的耳聋常难于治疗，给患者带来很大的痛苦和不便。不少内耳病变是可以预防的，例如工业噪声、爆炸冲击波或其他大气压力剧变所引起的内耳中毒都可采取一些相应措施进行预防。

二、噪音性听力损伤（NIHD）

实验证明，噪声对人体的危害是综合性的，其中以内耳损伤为主。噪声性听力损伤（noiseinduced hearing damage，NIHD）是因长期噪声刺激，内耳发生病理性损害，可造成职业性耳聋，或职业性噪声病。根据国内九省市噪声调查结果证明，噪声对听觉系统影响的主要表现为耳鸣与听力损伤。调查时听力损伤的评定标准为：语言听力损伤以 0.5kHz、1kHz 和 2kHz 听阈均值 25dB，NIHD 一般是对称的，若两耳听阈有差别，则以好耳为准进行分级评定。语频耳聋的分级标准为：听阈提高 25～39dB 为轻度，40～69dB 为中度，70dB 以上为重度。高频听力损伤以 3kHz、4kHz、6kHz 中任一频率听力下降最高值为准，分级标准是：听阈提高 25～44dB 为轻度，45～74dB 为中度，75dB 以上为重度。统计以人（非耳）为单位。

（一）耳鸣

耳鸣是耳蜗损伤的表现，为双侧高音调耳鸣，约占调查人数的 32.36%，耳鸣发生率随工龄延长而增加。

（二）噪声性听力损伤

噪声性听力损伤是噪声长期刺激的结果，使内耳发生病理性损害，变成职业性噪声病。调查发现，噪声性听力损伤的程度如表 6－1 所示。表中给出了 12286 例稳态噪声接触者的听力损伤程度及其阳性的百分比率。

表 6－1　　　稳态噪声接触者听力损伤程度及其阳性率

NIHD	阳性例数			阳性率		
	轻度	中度	重度	轻度	中度	重度
音频听力损伤	4594	2730	728	37.39	22.22	5.93
语频听力损伤	1470	280	14	11.96	2.28	0.11

1. 职业性噪声暴露对高频听力的影响：

高频听力损伤为其早期表现。由表可知，12286 例中高频听力损失者 8052 例，占 65.54%。对照组 1439 例中仅发现 565 例，占 39.26%。两组对照有显著差异（$P < 0.01$），见表 3－2。

表 6－2 中①～⑤系指工龄：①表示 5 年，②表示 10 年，③表示 15 年，④表示 20 年，⑤表示 20 年以上。由表可知，其中达到中、重度者为 28.14%。经相关与回

归处理，证明高频听力损伤与噪声强度呈明显正相关，如图 6－1。由表 6－2 可知，噪声强度每增加 5dB（A），高频听力损失率递增 6%～15%，平均递增 10%。

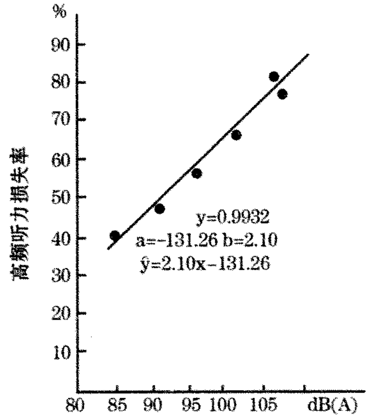


图 6－1　噪声级强度与高频听力损伤的关系

表 6－2　　不同工龄组听力损伤程度及其阳性率

类别 组别 噪声组	检查例数						听力损伤阳性数						阳性率					
	①	②	③	④	⑤	小计	①	②	③	④	⑤	小计	①	②	③	④	⑤	小计
80D8（A）	222	167	110	128	82	709	82	45	56	52	47	282	36.94	26.94	26.95	40.63	5.32	39.7
85DB（A）	687	389	262	202	251	1791	215	178	150	111	172	826	31.30	45.76	57.25	54.95	68.53	46.12
90DB（A）	1054	558	377	267	381	2637	447	291	260	158	313	1469	42.41	52.15	68.97	59.18	82.15	55.71
95DB（A）	1110	797	494	319	602	3322	603	438	377	244	519	2181	54.32	54.96	76.32	76.49	86.21	65.55
100DB（A）	625	237	353	216	303	1734	438	190	304	177	287	1396	70.08	80.17	86.12	81.94	94.72	80.51
105DB（A）	723	489	291	109	481	2093	578	461	286	98	475	1896	79.94	94.27	98.28	89.90	98.75	90.68
小计	4421	2637	1887	1241	2100	12286	02363	1603	1433	840	1813	8052	53.45	60.79	75.94	67.69	86.33	65.54
对照组	598	241	148	174	278	1439	189	77	74	84	155	579	31.61	31.95	50.00	48.28	55.76	40.24

表 6－3　　不同年龄组听力损伤程度及其阳性率

类别 组别 噪声组	检查例数						听力损伤阳性数						阳性率					
	①	②	③	④	⑤	小计	①	②	③	④	⑤	小计	①	②	③	④	⑤	小计
80D8（A）	222	167	110	128	82	709	12	17	9	7	5	50	5.41	10.18	8.18	5.47	6.10	7.05
85DB（A）	687	389	262	202	251	1791	17	21	20	19	48	125	2.47	5.40	7.63	9. 41	19.10	6.98
9009（A）	1054	558	377	267	381	2637	37	32	34	31	76	210	3.51	5.73	9.02	11.61	19.95	7.96
95DB（A）	1110	797	494	319	602	3322	51	38	60	40	128	317	4.59	4.77	12.15	12.54	21.26	9.54
100D6（A）	625	237	353	216	303	1734	59	35	78	68	104	344	9.44	12.77	22.10	31.48	34.32	19.84
105DB（A）	723	489	291	109	481	2093	108	114	83	53	362	720	14.94	23.31	28.52	48.62	75.26	34.40
小计	4421	2637	1887	1241	2100	12286	284	257	284	216	723	1764	6.42	9.75	15.05	17.40	34.43	14.36
对照组	598	241	148	174	278	1439	6	2	2	5	9	24	1.00	0.83	1.35	2.87	3.24	1.67

2. **职业性噪声暴露对语言频率听力的影响：**

语言频率噪声性听力损伤（NIHD**）有** 1 764 **例，阳性率为** 14.36%**，对照组仅发现** 24 **例，占** 1.67%**。两组对比有显著差异（**$P<0.01$**）。阳性率随噪声级和工龄的增长而增高，如图** 6－2**、**6－3**、和表** 6－3 **所示。表** 6－3 **表示不同声级稳态噪声连续暴露各工龄组语言频率听力损伤情况与对照组比较，由图** 6－2 **和图** 6－3 **以及表** 6－3 **可以看出，经统计学分析证明耳聋阳性率随噪声强度的增加按指数增长。图** 6－3 **表示当工作环境噪声超过** 90dB**（**A**）时，耳聋阳性率明显急剧上升。**

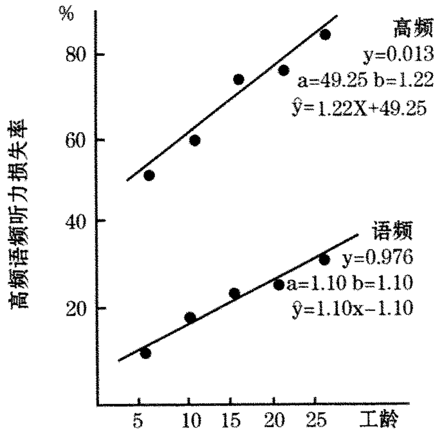


图 6－2　**工龄与高频、语频听力损伤的关系曲线**

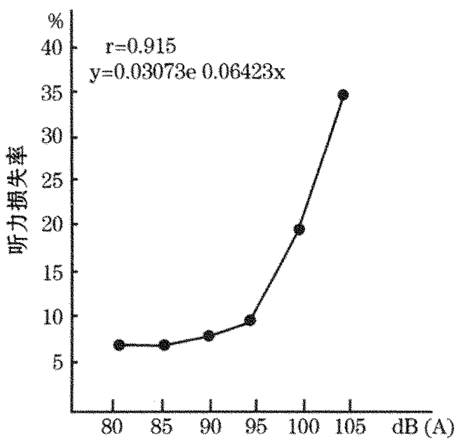


图 6－3　**噪声级强度与语频听力损伤的关系**

3. **接触噪声强度** 80～105dB**（**A**）的高频** NIHD **总共** 4401 **例，发现在** V **型或** U **型凹降曲线者占** 70.98%**。凹降在** 4kHz **者占** 21.76%，6kHz **者占** 45.83%，4～6kHz **者占** 24.52%**，总共占** 92.11%**。这表明噪声性听力损伤的病理学特点。**

4. 在高频听力损伤病例中，分别统计3kHz、4kHz、6kHz，≥20dB、≥25dB和≥30dB的发生率，统计结果表明听力损伤≥20dB和≥25dB与相应的对照组相比较无明显差异，而听力损失≥30dB与对照组相比较有非常明显差异（$P<0.01$）。

5. 在高频噪声性听力损伤3535例中，其中语频NIHD占22.52%；高频轻度NIHD中语频轻度NIHD的发生率为16.65%；高频中度NIHD病例中语频中度NIHD为30.42%；高频重度NIHD病例中语频重度NIHD为38.26%。同时发现中度高频听力损伤者为中度语频听力损伤的4倍，重度高频听力损伤者约为重度语频听力损伤的60倍。

由此可见，对隐态噪声接触者的调查发现，高频噪声性听力损伤约占65.54%，其中达到中、重度者为28.14%，语频噪声性听力损伤约占14.37%。也就是说噪声性听力损伤主要与噪声的A声级和暴露时间密切相关，一般噪声强度每增加5dB（A），其噪声性听力损失发生率将递增10%左右。

（三）噪声防护

前面曾经提到噪声对人体的危害是综合性的，噪声对听觉系统影响的主要表现为耳鸣和听力损伤。在人类的现实生活中，由于噪声还不能全面、彻底地得到控制，正确合理地使用防护用品，是防止噪声危害的一项重要措施。

目前常用的个人噪声防护用品有耳塞、防声棉、耳罩和帽盔等，这些护耳用品对于防止噪声对听觉系统的危害起到了一定的防护作用，降低了噪声对听觉系统的危害。但在噪声环境下配戴上述防护用品将严重影响必要的语言交谈和听取、执行命令，妨碍提高工作质量和工作效率，严重时也会出现差错和事故。下面介绍国内研制成功的通话防护耳罩，实际使用效果较好。

1. 通话防护耳罩的结构和性能

图6－4给出了通话防护耳罩的结构示意图。按照ISO声学护耳器衰减的测量要求，其声衰减曲线如图6－5所示。表6－4给出了测试时的全部数据。

表6－4　通话防护耳罩的测试数据

1/3倍频带中心频率（Hz）	125	250	500	1000	2000	3150	4000	6300	8000
平均值	20.4	21.6	24.1	32.5	37.5	42.4	43.2	40.3	38.2
标准	0.8	0.6	0.7	1.0	0.2	0.7	1.2	0.5	0.4
中间值	21.5	21.3	24.0	33.3	36.5	42.0	42.0	41.5	39.0

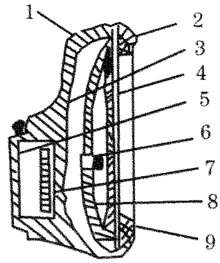


图 6－4　通话防护耳罩结构示意图

1. 耳罩壳　2. 耳罩垫　3. 头弓　4. 盖板　5. 顶盖

6. 受话器　7. 通话线路及电源　8. 内隔板　9. 吸声材料

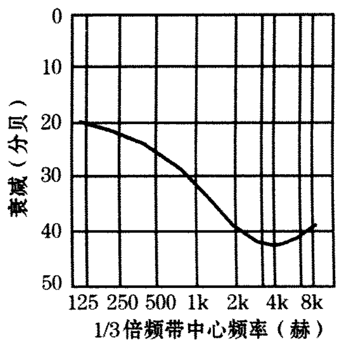


图 6－5 声衰减曲线

由表可知，该耳罩的衰减性能良好，其前五个频率（125Hz、250Hz、500Hz、1 000Hz 和 2000Hz）的平均衰减值为 27.2dB，后 4 个频率（3150Hz、4000Hz、6 300Hz 和 8000Hz）的平均声衰减值高达 41.0dB，表明高频隔声效果良好。除进行上述主观法测定外，利用客观法测定可求出其隔声值。即在隔声室内首先测出模型头上无耳罩时的声源信号频谱曲线，再将耳罩戴在模型头上，继续测出有耳罩而通话线路不工作时的频谱曲线，两曲线之差即为该耳罩的隔声值。

由上述主观和客观的测试结果表明，该通话防护耳罩的低频隔声值低些，高频隔声效果较好。这符合入耳对噪声防护的要求。

2. 实际防护效果和限幅特性

首先对受试者进行噪声暴露试验，暴露后测得的听阈减去正常听阈之差即为暂时性听阈偏移（TTS），然后都转换成 2min 时的听阈偏移（TTS_2），再进行比较。其条件是佩戴耳罩时，通话线路处于正常工作状态。试验于高噪声室内进行，其噪声强度为 108dB（A）。测试结果如表 6－5 所示。

表 6－5　　通话防护耳罩的防护效果

防护条件	测试频率（Hz）						时间
	250	500	1000	2000	4000	8000	
无防护耳罩	3.7	4.3	2.8	11.0	20.1	12.5	15min
有防护耳罩	2.7	0.7	1.4	1.9	0.8	1.1	30min

由表可看出，防护效果明显，特别是对 4000Hz 的噪声防护效果最佳。值得注意的是，受试者戴耳罩试验后感觉正常；而裸耳试验后，则有耳鸣、头晕等症状。经 2h 后方可恢复正常。这说明主观反应与 TTS_2 测试结果一致。

表 6－6 给出了通话防护耳罩的限幅特性数据。这里以 3# 耳罩为例说明其限幅特性。

表 6－6　　3# 耳罩的限幅特性

声源信号（dB）	80	85	95	105	115	125
耳机输出声压级（dB）	83	83	86	87	88	88
差值（dB）	－3	2	9	20	28	37

由表 6－6 可以看出，外界噪声增加 45dB 时，耳罩内仅增加 5dB，说明限幅特性较好。随着外界噪声级的提高，耳罩内外声压级的差值越来越大。在低噪声级时，线路输出信号放大，有利于通话，而在高噪声时，线路限幅，有利于噪声防护。由于它既能防护噪声又便于通话，故这是一种比较理想的防护耳罩。

第五节　急性声损伤的特点、治疗与防护

兵器引起的严重声损伤即为急性声损伤的例证。急性声损伤系一次或多次暴露于短暂而强大噪声对听觉系统的损伤。爆炸将产生一种迅速衰减的冲击波，它对听觉系统表现为一种压力波。其时程极短，第一波程在 0.3～10ms 之间，称为瞬时性短噪声或脉冲噪声。其强度用峰值来△p 表示，可用 Pa（帕斯卡）来计量，亦可用 dB（分贝）来表示。表 6－7 给出了各种兵器声强度和时间参数。

表 6－7　　各种兵器声强度和时间参数

种类	冲锋枪	LRAC	反坦克导弹	高射炮导弹	大炮	坦克炮	重迫击炮
噪声强度	160dB	190dB	190dB	175dB	185dB	180dB	200dB
时间	0.4ms	0.5ms	0.4ms	3ms	2ms	2ms	0.3ms

一般兵器爆炸的能量愈大，听觉系统的损伤愈严重。而能量与噪声的时程以及与其峰压值的平方成正比。根据等效能量原则（即两个能量相等的噪声，具有同等的损伤力），可描绘出有规律的下坡型耳蜗压力耐受曲线。但多数兵器爆炸时，时程小于 1ms，耐受阈迅速下降，耐受曲线即发生变化。值得注意的是，峰值虽相同，时程越短的爆炸危害反而越大。这种现象与等效能量原则的结果相反，只能用爆炸的谱分析来予以解释。峰值相同的几个冲击波所含能量随时程而增加；尤其是含有低频声更为明显，这就是说时程极短的兵器（例如枪、火箭筒等）较大炮的危害更大，因为大炮发射时能量虽然大，但危害却很小。另外，在谱分析方面应强调，在反复爆炸的情况下，习惯上评估危害性是根据整个爆炸的时程进行估算，即将单个的爆炸时程乘以爆炸的次数。结合前面所提到的情况，由能量谱可以看出瞬时峰压 △p、时程 t_0、相等的瞬时峰压次数等均不相同。因而在评价一次爆炸所造成的损害时，除考虑峰压及时程外，还要作爆炸的谱分析。

一、急性声损伤的危害

当听觉器官暴露于爆炸发出的脉冲噪声（瞬时性短噪声）之后，一般可引起下列急性声损伤：

暂时性听阈偏移（TTS）；最终的听敏度改变，即产生永久性的阈移（PTS）；峰值△p 大于 100Ωa 的爆炸致外耳、中耳和内耳三部分都有肉眼可见的爆炸伤。

二、引起耳蜗损伤的爆炸参数

（一）峰值

当时程 t_0 不变时，峰值增大可导致 TTS 加剧，其变化程度随 201g△p 而增大，此种情况仅适用于 154dB 以下的峰值。而 PTS 加剧则不按等效能量原则而迅速增加，所造成的器质性损伤不呈线性关系，此时听觉器官若无保护措施，则听觉器官将不可能忍受。

（二）时程

若峰值△p 不变时，时程极短为有害因素；超过 1ms，危害性将服从等效能量原则，因而可以描绘出耳蜗压力耐受曲线。

（三）间隔期

两次爆炸之间隔称为间隔期。间隔期太短，小于 100ms，首次爆炸时镫骨肌反射无保护作用（因反射太慢，超过 100ms）。另外，考虑到耳蜗能量消失（呈对数规律下降）至少要经历 40ms，因此形成耳蜗有害能量积蓄；若间隔期（于 100～600ms 之间）较短，这时镫骨肌反射可起作用；若继续爆炸则镫骨肌不再松弛；间隔期超

过 600ms 时，镫骨肌反射又无保护作用。间隔期为几个小时至几天，TTS 及部分 PTS 可恢复。间隔期为几个月，耳蜗可恢复正常，或可能变得脆弱，很易受到损伤。

三、急性声损伤之病理生理分析

（一）外耳的共振作用

一般耳廓对声波之放大作用在 7kHz 以内随频率而增大；在 7kHz 以上放大作用迅速减小。最大放大作用在正常入射角上获得。外耳起共振作用，可提高声压 10dB，中心频率在 2500Hz 及 6500Hz 处共振作用最大。

（二）鼓膜听骨链的缓冲作用

鼓膜听骨链的缓冲作用是指当冲击波抵达时，鼓膜听骨链使波阵面上压力上升的时间延长，使压力峰值下降和振幅衰减，从而起到了缓冲作用。

（三）镫骨肌反射作用

因为当冲击波到来时，镫骨肌反射的潜伏期太长，一般为 30 ~ 300s。因而对 0.5 ~ 10ms 的短促冲击波起不到保护作用，而且当声压值提高以后，其潜伏期将会更加延长。值得注意的是，刺激的时程越短则反射阈增加越多，时程由 1ms 降至 10ms 时，反射阈增大 35dB。镫骨肌的保护作用主要是对低频声，而低频声所引起的声损伤较少。人们据此推测耳蜗对爆炸的敏感性是指耳蜗对爆炸的易感性与外耳、中耳传导功能的个体差异的关系与耳蜗素质差异相比，其关系更加密切。

（四）耳蜗损伤的机理

因为当冲击波到来时，蜗内声压聚积是中耳阻抗适应的结果，在自由声场峰值为 2.5mpa 的爆炸可引起蜗内 0.1Pa 的压差。基底膜位移速度对发生暂时性阈移（TTS）的影响，与耳蜗损伤似有直接关系，声压增加基底膜位移也增大。耳蜗损害程度与基底膜移动速度有关，而基底膜之移动速度则随声压级增加而加快，由于基底膜蜗尖之顺应性增加，当暴露于一组频率逐渐降低的脉冲噪声要使达到相同的听力损伤，必须增加声压级，也就是说，在相同的声压级的条件下，急性声损伤中高频的危险性大于低频。这一特征对指导急性声损伤的防护很有实用价值。

（五）蜗管机械性应力与永久性阈移（PTS）有关

人们对基底膜在不同声压峰值作用下的应力改变的研究指出，当基底膜伸展超过其宽度的十分之一时，可能产生破裂；若基底膜之伸展为其宽度的二倍时，一定发生破裂。

（六）蜗内液体的应力

因为网状板与盖膜间的相对运动将引起内淋巴液向外毛细胞方向流动，考虑到内淋巴和纤毛之间粘滞性的互相作用，将会出现作用于静纤毛的应力与掠过它的流

体速度成正比的结果。也就是说蜗内液体的应力与基底膜的位移速度成正比。

四、急性声损伤的组织病理特点

急性声损伤所引起的暂时性阈移（TTS）表明螺旋器水肿，突触部有空泡形成。而永久性阈移（PTS）则系同时发生的细胞、膜以及血管神经损伤。一般细胞受损首先涉及毛细胞，特别是外毛细胞中的第一排，其次是内毛细胞、支柱细胞，可分为以下四种类型。

（一）暂时性病变

表现为静纤毛排裂紊乱，但细胞及胞核形态改变不明显，内质网增多。

（二）永久性病变

表现为感觉细胞电活动消失，静纤毛扭曲、脱失或融合，胞内溶酶体颗粒积蓄，毛细胞萎缩，支柱细胞扭曲等。

（三）变性病变

其特点是细胞死亡的前奏，通透性发生改变，细胞大小不等，细胞空泡化，内质网囊泡形成，胞核上移，胞质或胞浆被挤除出细胞外。

（四）修复性病变

包括毛细胞为指骨状肥大的细胞所代替，支持细胞疤痕化，螺旋隧道闭塞，造成耳蜗各阶淋巴液发生堵塞。细胞损害是暂时性病变、永久性病变、变性病变而后修复性病变的方向发展。当然，暂时性病变也可能恢复正常。膜的病变如小皮板破裂伴有细胞碎片排出，盖膜出现裂缝，引起纤毛—膜间去耦，伴有螺旋器密封性被破坏；基底膜或前庭膜破裂，螺旋器被逐出，出现内、外淋巴液混合。

五、急性声损伤的治疗与防护

对急性声损伤的患者要作急诊处理，最好不超过外伤后 3d 开始治疗，一般 15d 内仍可试行治疗，超过 15d 以后即无治疗效果。治疗期间每日测听，连续 5d 听力无改变可停止治疗。值得注意的是，有时 1 月以内治疗仍可有效。另外，观察听力的动态变化时间亦不宜过短，应考虑到初诊时的听力不等于发病当时情况。

一般治疗时可静脉滴注血管扩张剂及皮质激素，常用 Praxilene，可加麦角碱；激素可用地塞米松或甲基强的松龙。可用抗凝剂如 Calciparine 0.2ml/h。每天高压氧治疗 2 次，每次 60min。人们使用碳氧混合气治疗，每小时 30min，每分钟吸人 6L，历时 12h。此法较高压氧治疗简便，病人易于接受，并且同样有效。总之，对急性声损伤，如能进行急救处理，很有希望治愈，或使 60% ~ 80% 的病人明显好转。

关于急性声损伤的防护目前较好的方案是戴防护耳罩，而不要采用耳塞。因为

急剧的压力改变可直接损伤基底膜和前庭膜，毛细胞也将受到直接损害。值得指出的是，内耳压力外伤的传导途径，一条是外耳道→鼓膜→听小骨→前庭窗→耳蜗。另一条途径是经颅骨使颅内压力增高，脑脊液压力经蜗小管或内耳道底的神经周围传入外淋巴腔，再经前庭窗或蜗窗传至中耳，引起窗膜或鼓膜破裂。由此可见，若装上耳塞，反而引起了更严重的内耳损伤。这是由于在正常情况下加压或减压时，中耳腔的气体可以压缩或膨胀，而戴上耳塞后却限制了鼓膜的运动，减少了从蜗窗到内耳的抗力，结果发生了内向破裂。这说明自由运动的鼓膜有预防内耳压力伤的作用。

第六节　助 听 器

一、助听器的进展

人的听力可分为气导听力和骨导听力。因空气的振动而形成的声音，从外耳经鼓膜、耳小骨、前庭窗传入内耳而被人感知，这种听力称为气导听力。声音的振动直接通过头颅骨传入内耳而被人感知，则称骨导听力。目前，常见的助听器几乎都是气导式助听器，它利用传导器放大外界声音，通过插入外耳的耳塞来听音。骨导助听器则利用骨导受话器来代替耳塞，将骨导受话器紧贴在耳后头骨上，通过骨导受话器的振动即可感受声音。

在过去的 50 多年的过程中，助听器的研究进展很慢，这是因为参加助听器研究工作的大多未经过必要的有关技术训练，研究人员分散进行，互不联系，以致固步自封，在技术上仍然采用过去陈旧的成果，对于如何选择助听器至今仍袭用十分不可靠的语言识别试验。早在上世纪 30 年代人们就提出选择助听器的频率响应，以听阈和不适阈间的听域二等分为基础的选择法。上世纪 40 年代提出利用助听器增益曲线等。二次大战后 Carhart 提出以语言接受阈和语言识别率为基础的选择法，对助听器的影响达 20 年之久，而在临床实用方面则持续至今。40 年代中期至后期，Harvard 指出，用听力图及或响度图形的相配合来选择不是个好办法，而平坦至渐升型的频率响应曲线在实用中是所有耳的最佳选择。现在认识到不同助听器的频率响应特性将适用于不同的听力损失者；用 50 词词表检查语言识别率不足以反映助听器属性的明显差异。另外，影响研究进展的因素之一是听力学者没有重视助听器生产厂家的看法。例如 1953 年提出并在 1957 年正式发表的 Lybarger 的“1/2 定律”（即一个听力减退者在助听器中通常使用的增益量约为其感音神经性损失的分贝数的 1/2），直到 1966 年才引起人们的注意和肯定。

直到80年代助听器工业才注意到对配助听器的方法和应用进行研究，并交流其研究成果。同时具有足够技术水平的工程师、心理声学家也开始对这些问题进行研究。

近20~30年来在感音神经性聋成人的听力康复问题上有了较大的发展。助听器有体佩型、耳部型、眼镜型、信号对传（CROS）型等。最大输出分低（<119dB）、中（120~125dB）、高（126~130dB）、超（>131dB）多种。还有带宽、幅控、传声器的不同等。此外一些装置，如接于房门、电话、收音机、电视、警铃、打字机等和特殊需要而设计的装置，都有助于发挥听功能的效力。

为了方便聋人教育，并尽可能与正常教育相近似。出现了一种以无线电广播形式为基础的无线广播式教育设备。学生使用部分包括一个小型的调频（FM）发射器，以保证教师与学生之间的最佳联系。

近年来最流行的助听器是耳后式的，究其原因则主要是戴上舒适而且隐形（几乎看不见），并且产品种类甚多，对各种形式的听力损失几乎都有相适应的型号供使用者选择。与盒（袋）式相比，耳后式十分方便且实用。就美观角度而言，则更具有吸引力。而耳内式助听器可直接放进耳孔，使助听器和自身融为一体，因而从听觉或美观方面考虑，耳内式是比较理想的解决办法。但由于其体积相当小，使用时一不小心容易丢失也给使用者带来不便。眼镜式助听器把眼镜与助听器结合为一个整体。使听力不良者可与普通人一样戴上各种眼镜，不论是太阳镜、多性能镜或阅读镜均可将助听器与镜架连接上或取下来，十分方便。

在提高助听器的功效上，近十几年来美国在耳模修整技术上做了大量的工作，欧洲则在旋纽上作了很大的改进（可增加到5、6档）。实践证明，最好是两者结合起来才能获得最佳的助听效果。

目前佩带助听器的人还很不普及。据美国国内统计全国有1700万人有听力障碍，但其中只有390万人佩带助听器，约占应该佩带助听器人口的22.9%，也就是说还有77.1%的人应该佩带助听器。据估计我国有听力障碍者约有6000~7000万人之多，而佩带助听器者只占大约百分之几。佩带助听器的人如此之少，分析其原因可归纳为如下几种：

（一）耳聋较轻，不相信助听器能改善听力。

（二）认为人老了不戴助听器也能生活或怕戴了有异常的感觉，觉得戴助听器后，人易显老。

（三）怕戴助听器后噪声大，引起烦躁。

（四）助听器价值昂贵。

此外，耳聋患者虽愿意佩戴助听器，但大多数医生说不必戴，或根本不向病人推荐助听器促使其听力康复。因而尽快地向医生们普及助听器的基本知识已成为耳聋康复的当务之急，以纠正一些医生对助听器的怀疑和错误认识。例如，有的人错误地认为感觉神经性聋戴助吸器没有用，而实际上有90%的助听器是用于这类耳聋

的病人。对于一耳听力正常而另一耳聋，认为后者不必戴助听器也是不正确的。小儿耳聋更须尽早佩戴；轻度耳聋也应佩有助听器；老年聋应该佩戴助听器；不要拘泥于助听器无用论的错误师训；有的病人怀疑助听器的广告宣传。有时病人见到了有因佩戴助听器有问题的人来找医生，便误认为助听器容易出问题。事实上，佩戴合适的助听器很少有人找医生。另外，过去由于佩戴助听器无测试仪器或测试方法粗疏，亦易引起病人的怀疑，影响助听器的进一步普及。

二、助听器的适应症及选配的一般原则

为了普及和推广助听器，广大患者和医护人员应该了解和掌握助听器的适应症和选配的一般原则。

（一）助听器的适应症

1. 无论是感音神经性还是传导性耳聋患者，双侧的还是单侧的，双侧听力对称还是不对称都可佩戴助听器。

2. 语言辨别力差亦可试配助听器，但其中某些病例难以配得合适。

3. 耳毒性药物中毒性耳聋、患者的语言可懂度差，也可试配助听器。

4. 慢性化脓性中耳炎在选配助听器时，可在耳膜上开一个引流孔能获得最佳听力效果。

一般纯音测听只检查耳蜗，而言语测听才能了解听觉径路的全过程。例如切除75%的听神经，听力图还是正常切除一侧皮层中枢，病人还能理解言语，说明只靠纯音听力图不能估计佩戴助听器的效果，因声刺激引起双侧听觉系统兴奋而起补偿作用。如有的病人听力图上听力差，但佩戴助听器效果很好。有的病人听纯音困难，但言语接受阈却很好。所以，言语测听对选配助听器十分重要。

在选配助听器前应注意患者是否有中耳疾病，例如流脓、耳道肿、痒、有耵聍栓等。上述情况均应处理后再选配助听器。一般听力曲线下降陡峭，选配助吸器比较困难，但若患者长期佩戴也有一定的效果，若患者听力损失轻微（25dB），但由于职业需要，例如律师、医师、教师等，均应考虑佩戴助听器。

值得注意的是，在实际工作中需要根据患者的一些具体情况来考虑选配助听器。

（1）轻中度聋（25～45dB）

大多数患者佩戴助听器后听力得到改善，获得满意的效果。有时也会出现这样的情况，两者的听力图相同，有的佩戴助听器效果好，有的则较差。病人诉说在噪声环境中的助听效果比在安静环境中好，常常是能听到声音但辨不清意义，自己亦不能判定效果差是听力下降还是距离声源太远。有的说早晨听得好，晚上听得差。频率3000Hz以上听力下降者，对面交谈常无困难，但看电视听电话就受影响。目前，许多厂家都在生产或研制适合轻中度耳聋的助听器。

（2）中重度耳聋（45～65dB）

其特点是在近处面对面加看口形听话无困难，但在噪声环境中则听话很差，佩戴助听器往往效果好。小儿生后听力损失达 55dB 的应尽早佩戴助听器，这样做有利于小儿学习语言和听觉中枢功能的发育。

（3）重度聋（65～85dB）

能听到耳旁说话但不能辨别，语言能力逐渐减退。对于这类重度聋患者，无论是成人为了保持过去的语言能力，还是儿童为了学说话，都需要佩戴助听器。一般小儿用双耳助听器。从情感上和适应上考虑 12 岁以后戴用助听器效果较好。这与幼儿不同，一般需要 2 年左右才能习惯，他们戴上助听器后不可能马上学好语言，有时根本学不成语言。需要一段时间逐渐地适应。儿童戴助听后学语言的差异较大，这主要取决于他们自身的许多内在和外在条件。年龄稍大的人要有足够的勇气，学语言还是有效果的。一般来讲，医生指导是关键，更重要的是加强他们的信心。

（4）极度聋（85～110dB）

对于最严重的耳聋患者，应该尽早佩戴助听器，早训练可获得良好效果。应想些办法多创造些条件，尽量让声音入耳，虽然一时不能理解言语，但可帮助发展语言，使其与环境接触，消除孤独感；助听器至少对他们有传递警告信号（例如汽车喇叭声、关门声、铃声、电话声等）的作用。

综上所述，一般能否用好助听器主要取决于聋人的态度，应让患者有个思想准备，佩戴助听器就如同配戴眼镜、装假肢、假牙一样，都必须有一个适应过程才能获取好的效果。

（二）助听器选配的一般原则

1. 应该尽量早配助听器

一般成人即使配上合适的助听器（如突发性耳聋患者），多数人在相当长的时间内还是难以适应，但应该强调早配的重要性。医生对配助听器应持积极态度，把它作为有益方法。一般患者佩戴助听器后起初有信心，不久也会出现低潮期，医生应该帮助病人渡过这个时期，然后又可恢复信心。病人在使用助听器半年到 1 年后往往会找医生反映使用情况，同时病人也从医生的介绍中获得有关助听器功能的概念；要恰当地评价助听器，还应维护病人对使用助听器的积极性，医生应指导病人正确使用助听器各种旋纽开关，尤其是对老年聋患者更为重要，注意耳塞是否安装好等。指导时一定要有耐心。

2. 言语辨别率低也可选配助听器

言语辨别率得分在 70%～80%的患者，选配助听器成功率最高。也有人认为言语辨别率为 20%～40%时，亦可配用。令人鼓舞的是，其中有些人在戴了助听器以后，言语辨别率提高很快。言语测听的每个词的能量不同，可影响得分数，改变词

表可使得分从 90%下降到 50%。

3. 选配助听器不受年龄限制

实践证明，从 2、3 个月的婴儿到 95 岁老人均可选配助听器。目前，主张戴用耳级助听器（耳后式、耳内式、耳道式）。小儿可配盒式的（体佩式）。双耳听力下降应配双耳助听器。配双耳助听器有如下几个优点：

（1）消除“头影效应”。“头影效应”即二耳听力下降，一侧声波绕过头颅抵达对侧耳时，可损失 6～8dB。在噪声环境中，噪声进入对侧耳的速度比绕射过来的声音要快，故听话效果较差。上述 6～8dB 损失对话辨意具有重要意义，若对侧耳亦戴助听器则不经绕射可直接入耳，可消除“头影效应”。

（2）整合效应好。双耳都戴助听器可增益 6dB，是人耳具有的心理声学效果。故佩戴双耳助听器音量可适当地放低些。

（3）有利于声源定向，这对多种职业都有重要意义。

（4）静噪效应佳。双耳助听器能降低周围噪声 4dB，而有利于听声。由于大脑的整合功能，这 4dB 的静噪效应的增益可使言语辨别率得分增加 20%～40%，戴用双耳助听器比单耳配用需要更长的时间才能适应。

4. 选配助听器提高言语可懂度

人类所有言语均有共振峰形成，第Ⅰ共振峰（F_1）在 400～900Hz，第Ⅱ共振峰（F_2）在 900～2500Hz，第Ⅲ共振峰（F_3）在 2500～3500Hz。在理解言语时，F_1 共振峰最不重要，而 F_2、F_3 则很重要。若 1000Hz 以上频率和能量不变，则理解言语不困难，若滤掉 F_2、F_3 语各频率则能量不足。高频对理解言语最重要，例如有些人听力图上即使低频损失少，但理解言语明显降低。辅音分布多在 1000Hz 以上，能量很低，但辅音能帮助人们从噪声环境中理解言语。另外，摩擦音对辨别言语更重要。表 6－8 给出了言语能量%与言语可懂度%关系。由此可知，处于低频的第 1 共振峰（P1）约占言语的 60%的能量，但对言语可懂度无帮助，如 1000Hz 以下低频虽只占 95%的能量，但言语可懂度只有 5%，所以如将助听器低频提高，只能增加噪声，无助于言语可懂度的提高。而 1000Hz 以上仅占言语能量的 5%，言语可懂度却达到 60%。近十余年人们才理解到配助听器必须提高其高频增益才能提高言语可懂度。

表 6－8　言语能量与言语可懂度的关系

频率（Hz）	言语能量%	可懂度%
16～125	5	1
125～250	13 }60	1 }5
250～500	20 }95	3
500～1000	35	35
1000～2000	3	35 }95
2000～4000	1 }5	13 }60
4000～8000	1	12

5. 理解病人语言，合理选配助听器

医生应耐心地了解佩戴助听器后所表达的语言含义，以便给予正确指导和帮助。如病人说，声音太吵，可能不是外界噪声大，而是助听器低频增益过高。听话的可懂度与说话者的声音强度和距离有关。因高频声衰减快而低频声衰减的慢，距离远、声音弱主要是高频衰减了，剩下较多的低频声。噪声很容易掩蔽言语，亦可掩蔽高频。

言语是词句的系列化。在噪声很低的环境中，词与词之间互相影响亦可产生掩蔽作用。若低频、高频字词连续出现，此时高频可受到低频掩蔽，称为向前掩蔽又称同时掩蔽。若给低频后又隔了较长一段时间再给高频，则高频不受低频掩蔽；若高频后紧跟着又给低频，则低频可向后掩蔽高频，称为向后掩蔽。低频声越大，影响高频时间越长。戴上助听器，使言语速度的互相关系改变了，因而会影响言语可懂度。目前无法测定低频响度多大才能掩蔽高频，因每个人对噪声掩蔽的感受性不同，个体差异很大，所以选配助听器不能仅靠一张听力图，还需要根据实践经验进行耐心地选配才能提高听力效果。

综上所述，目前选配助听器应有四个步骤：

（1）仔细询问病史，利用纯音测听，声阻抗检查，可得到大体概念。

（2）初选一个助听器进行试戴。

（3）调节助听器各种功能旋纽，校好可懂度，若不满意再加用耳模提高听力效果。

（4）要学会整修耳模的声学效果，增进助听器的频响功能。

三、助听器的原理和类型

目前常见的助听器几乎都是气导式助听器，它是利用传声器放大外界声音，通过插入外耳的耳塞来提高听力。骨导助听器比较少见，它是利用骨导受话器来代替耳塞，将骨导受话器紧贴在耳后的头骨上，通过骨导受话器的振动来感受声音。现将气导助听器和骨导助听器的工作原理和类型分述于后。

（一）气导助听器的原理和类型

1. 气导助听器的原理

气导助听器的功能从总体来看，应包括：输入信号→传声器（话筒）→放大器→受话器（耳机）→放大声强耳模→外耳道→鼓膜。其中耳模、外耳道和鼓膜间的关系是重要的，上述整个系统对传入信号的放大与频率响应曲线波型变换直接有关。图 6－6 给出了气导式助听器原理方框图。

由图可知，声能是分子运动经传声器换能变成电信号。目前，助听器使用驻极体传声器，工作时声能震动传声器隔膜可获得一定的电容量，电容器背板经场效应管再传到放大器上提高声信号。助听器内装有拾音线圈，听电话时可将助听器放在

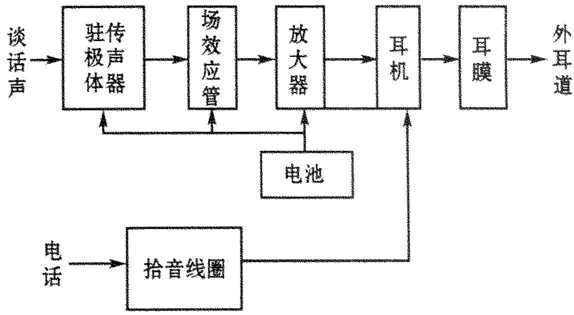


图 6－6　气导式助听器原理方框图

电话机旁，通过拾音线圈将话音传入。拾音线圈后面无放大器，故传入声音没有原耳机声大，是宽频带的。目前，使用的驻极体传声器是助听器工艺的一大进步，它频带宽而且平滑，不易摔碎，缺点是场效应管有些噪声。

气导助听器工作时，通过电池加强电流来扩大音响效果。即助听器把电池的直流电能转换成放大了的声音信号，因而助听器的放大效率与电池种类有关。常用的电池有两种：一是汞电池；另一种是锌汞电池。汞电池种类很多，其中国际通用型号有：AA（5 号电池），675（用于耳背式助听器），13（用于耳内式助听器），312（用于耳道式助听器），675、13、312 亦有锌汞电池。锌汞电池寿命比汞电池长。目前，多用锌汞电池。汞电池内有液态水银，长时间使用后水银可溢出产生气体，对助听器产生腐蚀作用。各种电池的寿命与其储能有关，例如 675 汞电池储电量为 190mA/h，675 锌汞电池为 475mA/h。每个助听器的耗电量不同，每小时耗电 0.3mA、0.5mA、0.7mA、1.1mA、1.5mA 不等。使用时如果知道了电池的储电量和助听器的耗电量，运用下面公式即可求出助听器的使用小时数。

$$t=\frac{Q_1}{Q_2}$$

其中：

Q_1 为电池的储电量，单位 mA/h（毫安/小时）

Q_2 为助听器的耗电量，单位为 mA/h

t 为助听器的使用小时数

例如 675 锌汞电池，其 Q_1 为 475mA/h，Q_2 为 0.5mA/h，则助听器使用时间：

$$t=\frac{Q_1}{Q_2}=\frac{475}{0.5}=950\text{（小时）}$$

若每天戴 10h，则一枚锌汞电池可用 95d。若采用 675 汞电池，每天也戴 10h，则一枚汞电池只能用 38d。

一般助听器采用的电路有二种形式。一种是不论声音开大开小，耗电一样，声输出功率小于 120dB，例如 DSPL 为 120dB、118dB、116dB 和 112dB 即属于此种电路；

另一种为推挽电路，若声放大则耗电量亦增大，一般输入 + 增益 = 输出。若输入增大，增益不变，则结果是输出放大；若输入不变，增益增大，则结果仍然是输出放大。故此类电路若声音传入很响，声音虽不放大而耗电仍多，反之亦然。对于声输出功率大于 122dB，例如 125dB、134dB、134dB 的均属于此种推挽电路。第一种电路可以计算电池寿命，而推挽电路则不好计算。盒式大功率助听器的使用寿命只能根据经验进行估算。

2. 气导助听器的类型

一般气导式助听器有盒式的、眼镜式的、耳背式的和耳内及耳道式助听器，现分别介绍于下。

（1）盒式助听器：

盒式助听器使用广泛、其主要优点是：

①盒式助听器体积较大，可加大功率满足极重耳聋患者的需要。

②耳机与话筒距离较远，降低了声反馈，提高了声音的清晰度。

③开关旋纽体积大，使用方便，对老年人或残疾人特别合适，对于小儿尤为合适。因为小儿耳廓小，耳背式助听器挂不上；小儿耳道小，耳内式助听器放不进。同时耳级助听器体积小易丢失，盒式助听器则不会发生丢失，使用比较方便。但也存在一些缺点：

①助听器放在衣兜内易产生摩擦声，增加噪声可影响言语辨别率；

②人体躯体是一个板障物，外界声波传到躯体，低频部分可吸收反射到耳机，耳机本来高低频就不协调，这样一来，低频分量增加，高频分量相对减小，使原来声音高低频的比例更不协调，频响效果降低。严重时可掩蔽高频声，使言语辨别率大大降低。

（2）眼镜式助听器：

目前，眼镜式助听器由于使用中调试麻烦，又易损坏，国外已趋淘汰。眼镜式助听器的优点主要有：

①话筒一般在眼镜的柄末端，与耳机的距离较远，可减少声反馈。

②眼镜固定在耳部较牢固，有很好的声学效果，若一耳放耳机，另一耳放话筒，这种交叉形式效果最好，亦可配成双耳助听器。

③把助听器的位置从胸前（盒式助听器）移至耳部，外观比较隐蔽，也排除了胸部低频反射对助听器的干扰。

④眼镜式助听器旋钮开关佩带者易于调节。一般眼镜式助听器适合听力下降小于 70dB 的耳聋患者，大儿也适宜佩戴。而眼镜式助听器的主要缺点是：

①使用时每次摘下眼镜则助听器亦同时离耳，这样听力又回到原来的水平，给患者带来许多不便。

②若使用中助听器有了毛病，则需另备一副眼镜才能送去修理。

③为保证助听器的效果必须把眼睛架位置固定好，这很麻烦，一般需由专门配

助听器的技师进行调节；并且眼镜式助听器的镜腿较长，这样助听器的引线也就较长，使用时常常容易损坏。

（3）耳背式助听器：

耳背式助听器因其实用、美观，很受耳聋患者的欢迎。耳背式助听器的主要优点是：

①放置位置比较隐蔽，其传声器靠近耳道，传声效果良好，有助于高频增益。

②患者双耳均可配用，并且助听器上增加了许多微调装置，一般有 6 ~ 8 档，通过微调装置可使声学效果最佳。

③由于其体积相对较大，设计者可以增加许多辅助线路以提高助听器的性能，对于一个大功率的耳背式助听器其中就安装有性能良好的感应线圈，所以患者听电话效果较好。

④从耳模到助听器有一段小管称为导声管，该导声管亦可用来改进声学效果。

目前，耳背式助听器还存在如下缺点：

①由于耳模与导声管的原因，将外耳道共振峰值移到 1kHz 附近，这种效应会使患者听觉很不习惯。

②耳背式助听器的长导声管与耳道及中耳高频阻抗不匹配，使高频增益减少。耳内式无长管，所以效果好。耳背式助听器最大缺点是使用时要先将它挂在耳后，再放入耳模，然后调节各个旋纽，调节相当麻烦，对老年人尤为不便。耳背式助听器适用于听力损失在 75dB 以下的耳聋患者，听力损失超过 85dB 即不宜佩戴耳背式助听器。一般 85dB 耳聋患者最好戴两个助听器。实际上只有极少数大功率的助听器能使听力损失为 95dB 的耳聋患者获得听力。

（4）耳内及耳道式助听器：

耳内及耳道式助听器的优点很多，其中有：

①助听器的传声器就在耳道口附近，保留了耳廓的集音功能，这对于耳聋患者作用是不可低估的。

②耳内式助听器放在耳甲腔内，像耳模一样，在制作时可通过整修工艺来增加声学效果。这种助听器两耳各戴一个，就像正常人一样，能发挥双耳听觉功能，睡觉时亦可不摘下，使用比较方便。

③耳道式助听器可以保留部分外耳道共振功能，共振峰在 2kHz 附近，接近正常的 2700Hz，耳聋患者易于适应。

耳内及耳道式助听器的主要缺点是体积小，容易丢失，且功率较小。由于这类助听器的主要缺点是体积小，容易丢失，且功率较小。由于这类助听器体积不能做大，其中常不装电话感应线圈，即使放置感应线圈，听电话的声音也很小，使用起来很不方便。

（5）典型助听器举例：

盒式助听器，一般系采用驻极体传声器、硅晶体管放大器和小型电磁耳机组成

如图 6－7。采用一节 5 号电池，设有音量控制和听电话装置，适用于轻度、中度耳聋患者使用。

盒式助听器的测量方法，仪器设备符合国际电工委员会（IEC）第 29 技术委员会 118 号文件有关规定。其主要技术指标为：

声增益：　　　　≥45dB（1000Hz）
最大声输出：　　≤127dB（1000Hz）
谐波失真：　　　≤10%
频率范围：　　　200～4000Hz
信噪比：　　　　≥30dB
静态电流：　　　≤4mA

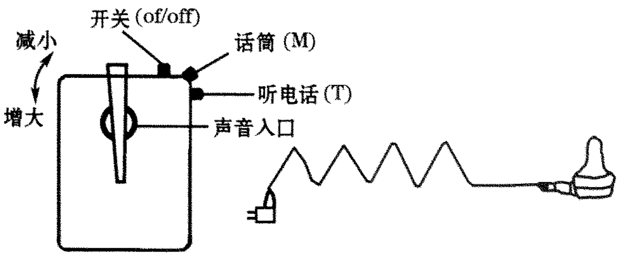


图 6－7　盒式助听器示意图

表 6－9 给出了部分国产盒式助听器的主要技术指标。

表 6－9　　　　　部分国产助听器的技术指标

助听器系列 \ 技术指标		量大输出（dB）	最大声增益（dB）	频率范围（Hz）	总谐波失真（%）	功耗（mW）
NH811	盒式助听器	≥110	＞40	2.50～4000	＜5	1.7
NH812	盒式助听器	≥116	＞45	2.50～3.500	＜5	3.5
NH813	盒式助听器	≥122	＞50	300～4800	＜8	6
NH814	盒式助听器	≥130	＞60	300～3800	＜8	7.5

3. 助听器耳模（ear mold）

实践证明，一个耳聋患者只配助听器而不配耳模等于助听器只配了一半，这是因为耳模可以进一步调整声学效果。

（1）耳模的原理：

实验证明，声音从耳背式助听器的传声器经小管到耳塞传至鼓膜，有一部分声音被逸出，若强度稍大则一部分逸出的声音又返回传声器，再经助听器放大传入内耳。这种反复过程将使其他声音没有给予放大，而产生的声漏啸叫声却不断地得到

放大。实践证明，人们利用耳模可防止大的声漏，避免反馈啸叫。但耳塞塞得过紧会发生其他问题，所以不能要求耳模与外耳道完全密合而应留一点缝隙，这样声学效果较好，还可利用反馈原理来改善言语声，应适当调整音量使之大小适中。一般依据听力图来决定耳模与外耳道空隙的大小。实验发现，低频能量大，语音经助听器放大后总是低频音扩大，高频音下降。如盒式助听器通过胸壁的声学板障作用，能使低频上升 10dB，高频下降 10dB。通常提高高频的具体方法有二：一是将音调调节旋纽放到 H（高音）处；二是靠耳模来解决。

（2）助听器耳模的分类：

一般用于耳背式助听器的耳模共有四类。

Ⅰ类：外耳道内只放一小管，小管外仅有少量塑料。特点是耳廓及外耳道是全开放的，声音进入无阻挡，保留了外耳道及耳廓的共振作用（增益 15dB）。助听器增益不能开得太大，否则会产生声反馈。应使高频增益提高，而低频无增益。此类耳模适合轻度、轻中度聋（听力下降 15～404B 听力级）。

Ⅱ类：耳模小，外耳道保留了很大的空隙，又称半开放式，即外耳道内管道气孔占一半，塑料耳模占一半。特点是声增益比Ⅰ类大。因耳模内管道气孔大，正常语频中一部分高频被削去，外耳道共振峰从 2700Hz 转移到 2000Hz，对言语识别率有不良影响，此类耳模适用于轻中度、中度耳聋患者（听力损失 30～55dB 听力级）。

Ⅲ类：完整的耳模中开个通气孔，气孔小于 0.5cm。此类耳模因占据整个外耳道，所以外耳道失去共振作用。适用于中度聋、重度聋的患者（听力损失 45～85dB 听力级）。

Ⅳ类：完全封闭型即耳模与外耳道严密贴附，耳模进入外耳道深至峡部，无气孔。声音全靠助听器传入，适用听力损失 70～95dB 的严重耳聋。实际上Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ和Ⅳ类耳模对各型耳聋的应用是交叉进行的。

值得注意的是，进入外耳道的传声管管壁的厚度不一样，其声学效果也不同，标准型号内径是 2mm，外径 3mm，管壁厚的适合用于重度聋，因隔音效果好，使用时可避免声反馈影响，其声学效果良好。

（3）耳模的制作：

制作时取耳模的印模之前应先洗手，耳镜应消毒，检查一下外耳道和鼓膜，外耳道峡部放一带线的小圆形海绵，用细电耳镜将海绵徐徐推入，使其与四周耳道壁紧密接触。然后再调制制模的糊剂，液体与粉的比例要合适。用力搅拌，抓紧时间，成糊后倒人注射器内，排出空气，并推出一点糊剂，接着均匀地注入外耳道直到充满整个耳甲腔，把耳道内固定在海绵上的线露在外耳道口。待干后取出印模作为原始的阳模，若做不好可重做一个，小儿可多做一个。制取印模的好坏，对以后做好耳模起决定性的作用。制印模用的糊剂一般用硅胶，注射动作要快，易硬，价格也比较昂贵，但印模成形好。目前也可采用丙烯酸粉剂，效果也较佳。

（4）改善耳模声学效果的方法：

改善耳模的声学效果一般有2种方法：一是剪短耳模的耳道部分，因耳道部分越短，漏声越多，使最大输出之声压级下降；另一方法是开放耳模的通气孔，如Ⅰ类的频谱较窄（1～5kHz），Ⅲ类、Ⅳ类封闭较好，频谱较宽。耳模放入耳甲腔能起到固定作用。作为发挥高频声学效果的耳模，其外耳道部分气孔越大越好（但以不产生声反馈为度），因为气孔越大，声阻抗越小。

对于有重振现象的患者，配用耳模应使其外耳道部分短些而气孔大些，因为重振患者声强增加不多时，而响度却提高不少，所以不需很大的增益。可将最大声输出（饱和声压级，SSPL）降到最小一档（<110dB），再调节音量控制纽。此外，尽量将音量控制放到最小部位，使助听器只能听到较小的声音。避免把耳道塞紧，产生低频增强。若将传音的塑料管远离鼓膜，也可使低频减弱。

值得注意的是，在耳模上开平行通气孔也可减低低频，维持高频增益；对角线气孔虽可降低低频，但同时也降低高频增益，故不够理想，有时耳模需要做得很小，则需采用这种形式以降低高频的增益。但交叉点越靠近耳模外部越好。最后一种是用可供选择进行试验的气孔，即有5种孔径不同的小塞子，内径分别为0.79mm、1.19mm、1.57mm、1.98mm、2.38mm，最后根据病人试听效果选用一种塞子，放在耳模的气孔上即可收到良好的声学效果。

改善中频性能一般采用阻尼的方法，即用海绵、棉花等放在传声的塑料管中以增大声阻抗。声阻抗可消除共振峰，整个频率特性可均匀地得到提高。

改善高频应用号角效应的原理，即声源到鼓膜之间的管道应像喇叭一样，即由细到粗，可使高频增益提高，改善声学效果。

（5）助听器耳模的衰减特性：

不少佩戴助听器者是在噪声环境中工作，这就提出了在防止因为噪声暴露而耳聋进一步加重的问题。实验发现不同材料，不同形式的耳模对噪声的衰减特性有影响。这些耳模包括用硬的丙烯酸酯做的和用半软的乙基异丁烯酸复合物做的。还有护壳耳模，骨架耳模，标准式的和卡于耳展式的。各个耳模中均有13号标准管。另外，还包括E－A－R型助听器耳模中间有0.317cm的孔并插入13号标准管。

实验结果表明：①所有耳模对高频的衰减大于低频衰减。②E－A－R型助听器比一般耳模衰减较多（17dB）。③不同材料不同形式的耳模衰减差别不大。④一般耳模声音主要经其周围的缝隙传入。⑤E－A－R耳模的传入途径可能是经管子和耳模周围缝隙，还可能有非测试耳的影响。⑥一般耳模不宜作听力防护装置。⑦E－A－R耳模可根据工业噪声级来考虑用作听力防护装置。

综上所述，从盒式助听器发展到耳级助听器是目前助听器发展的总趋势。但是随着微电子技术和微电脑的日益普及和应用，将会出现微电脑积蓄控制的助听器。它具有记忆的各种功能，可根据患者的听力图运用微电脑程度控制的功能编制出具有最佳声学效果的频响曲线，同时助听器的功率和寿命亦将大大提高。耳聋患者将得到理想的康复助听器。

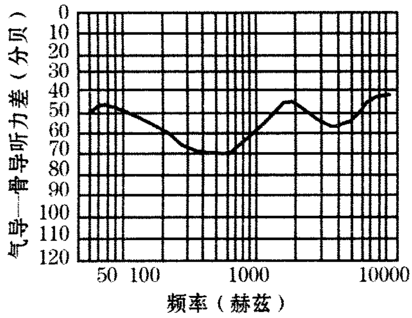


图 6 – 8　　在自由声场中气导听力与骨导听力的声级差

（二）骨导助听器

骨导助听器是基于患者具有骨导听力，即声音的振动直接通过头颅骨传入内耳而被人感知。人们在咀嚼硬的食物或讲话时发出的部分声音直接传入内耳就属于骨导听力。有时，即使耳朵完全塞住，仍能听到外界的声音，这就是骨导听力所发挥的作用。

实验发现，气导听力与骨导听力之间存在着声级差如图 6 – 8。在自由声场中，气导听力与骨导听力之间的声级差约为 60dB。因此，具有正常听力的人较难感受到骨导听力的作用。

一般骨导助听器适用于还保留有骨导听力的传音性耳聋和混合性耳聋的一部分患者。应该注意，对于高度感音性耳聋患者来说，在许多场合中使用骨导助听器收不到助听效果。但是，高度感音性耳聋者或完全耳聋者，却能感到由骨导助听器所产生的振动。由此可见，骨导助听器是利用骨导受话器来代替耳塞，将骨导受话器紧贴在耳后的头骨上，通过骨导受话器的振动即可感受声音。骨导助听器多用于无耳廓或无外耳道的患者。

1. 眼镜式骨导助听器

鉴于下述原因，骨导助听器的结构以做成眼镜式为好。即考虑到骨导受话器必须紧贴在耳后骨上，耳后的头骨部分（称为乳突部）是骨导听力最灵敏的区域，眼镜的架脚部分可装入电子装置，以完善其声学效果。

图 6 – 9　为一典型的眼镜式骨导助听器。

图 6 – 10　给出了眼镜式骨导助听器内部构造示意图。其中眼镜架脚分成两部分，前部装有传声器，放大器以及各种调节器；后部装有电池、放大器和骨导受话器。

图 6 – 11 给出了骨导助听器的电路图。其中采用了超小型组合式助听器专用集成电路，实现了由电压驱动的小形薄型电子电路。

电路分前置放大器和主放大器两部分，分别由一块集成电路构成。主放大器采用推挽放大电路，能够提供骨导助听器所要求的高功率输出。同时，在电路各设计

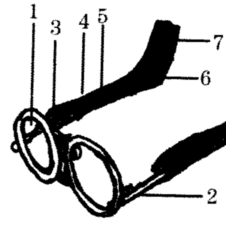


图 6－9　眼镜式骨导助听器

左伸缩器；2. 右伸缩器；3. 传音器音孔；4. 音量调节器；
5. 音质切换开关；6. 电池；7，骨受话器

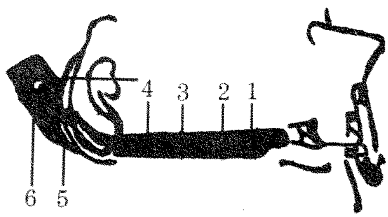


图 6－10　骨导助听器内部结构示意图

1. 驻极体电容传音器；2. 音量调节器；3. 音质切换开关
4. 放大器；5. 电池；6. 骨导受话器

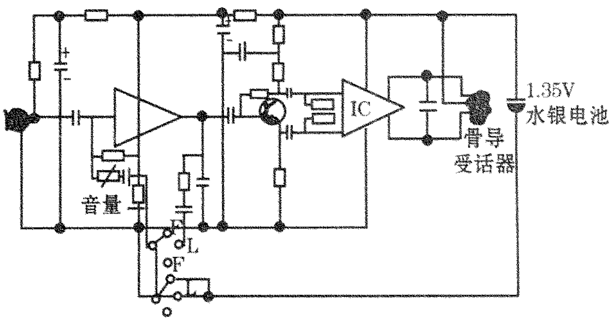


图 6－11　眼镜式骨导助听器电路图

上尽量考虑到节约电能，采用低耗元件，从而可以尽可能地延长电池的使用寿命。

骨导助听器的测定可以采用称为“人工乳突”的测定器来进行。这个“人工乳突”拥有与人的头颅骨（骨突部分）等效的机械阻抗加速度检测装置。用这个测定器来测定骨导助听器，其输出用加速度 g 的单位来表示。在输出特性方面进行听感修正（把此加速度的值变换成与此等效的声压值），就能得出骨导助听器的特性。

骨导助听器还有一个调节音质的附属电路。它与电源切换开关连动，当切换到 3 个接点的正中位置时，就会得到高截止频率的特性，使音质得到改善。

值得注意的是，眼镜式骨导助听器使用时应该注意，若骨导受话器不紧贴头骨的乳突部分，传声效率就会大大下降。所以，为了提高传声效率，骨导助听器上装有眼镜式调节器，可为乳突的精确定位进行微调，保证骨导受话器紧贴在头骨的乳突部。以达到最佳的声学效果。

2. 眼镜式骨导助听器的主要技术指标

最大等效音响增益　60dB

最大等效输出声压　146dB

传音器　驻极体，电容式传声器

骨动受话器　形式：电磁型

阻抗：300n（1kHz）

电源　水银电池 MR_{44}（H－C）或 MR_{44}（P）（H－CP）1.35V，1个

电池寿命　约 105h（输出声压 100dB，1kHz），约 65h（输出声压 120dB，1kHz）

放大器　21C，1Tr，IFEW（使用传声器）

附属电路　音质调整；O－L－F 转换

助听器尺寸　12.3mm×16.5mm×11.5mm

助听器重量　约 18.5g（包括 2.85g 电池）

3. 标准频率特性和最大等效输出声压特性

图 6－12 给出了标准频率特性和最大等效输出声压特性。标准频率特性

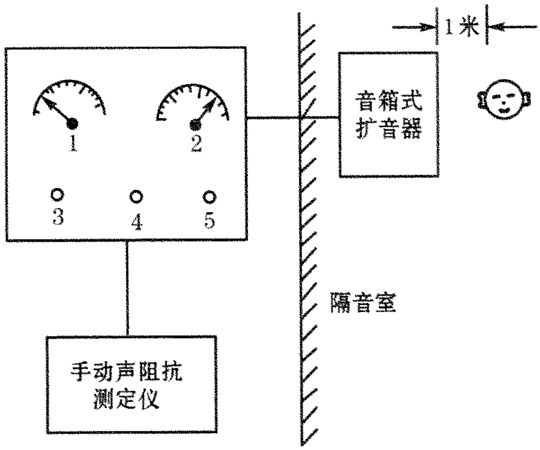


图 6－12 标准频率特性及最大等效输出声压特性

（三）注意事项

1. 电池

（1）电池使用寿命是根据使用助听器时间而定，否则病人会误解电池消耗过快。对老年人或手不灵活者，在更换纽扣式电池时，应在床边或桌上，以免电池掉在地上不易寻找而丢失，习惯后自然更换方便。电池正负极性应看清，正负极性装反了助听器不响，往往被误认为助听器坏了，影响患者使用。老人购置助听器应有家属陪同。告诉病人供应电池地点。电池用完及时取下扔掉，不要同新电池混在一起。

（2）睡觉以前要将助听器取下，关上开关，电池盒打开，以免继续耗电，要养成这种习惯；若未关开关还会产生反馈的哨叫声。气候潮湿时可用布将助听器包好，并放在有干燥剂的盒子里以防受潮。易出汗的患者亦应注意防湿。

2. 熟悉助听器标记

助听器上的标记：O 是关，M 是话筒，表示开始传声放大（开），T 是电话，MT 是话筒加拾音线圈。MT 表示可用于电话、电视、无线电等，即有电磁场就能使用。有的用 △ 代替拾音线圈（T），I（输入）代替 M。上述符号应让病人明了会用。多数助听器不备有“关”的一档，所以不用时要将电池取出。听电话时把耳机放在助听器附近，要移动耳机寻找听电话声的最佳位置。

3. 适应

开始时有些患者一听到助听器震动就难受，故音量不要太大，力求渐渐适应。有正常听力的人，因集中注意力听话，对周围环境声并不介意。有的聋人听力下降，已逐渐忘了有声世界，当戴上助听器后外面什么声音都能进入，病人便难以适应。所以，开始应训练只听话而不理会环境噪声，练习 2～3 周。应整天戴助听器以求迅速适应。要通过实践了解病人不适响度级。经长期佩戴后，让病人了解各种环境声音，再从环境声中听到自己要听的话，适应原先有声世界的各种声音。病人说戴助听器声音太吵，则一要看调节饱和声压级（SSPL）是否适当，可降低 SSPL，再调节音量。其次告诉病人要适应一个时期。经过上述要求持续佩戴一个月后，如果依然不适应，嫌吵，要问病人什么时间吵，是什么样的噪声，在家中有或是在外面有。有人对噪声搞不清楚，不能确切回答，可让病人记下是什么噪声，何时有。因为病人感受的噪声与我们想象的根本不同，是病人自己的主观感觉。有时噪声是特殊的，如可以听到电台广播，走过电冰箱及灯下时有电声信号传入等等。

4. 正确对待

在与病人作各种解释时，不必说明助听器的各种缺点，不要告诉病人佩戴助听器后会出现什么问题，以免引起病人胡思乱想，应讲明戴助听器对改善听力有益，告诉病人要坚持佩戴。若家中已有人戴助听器，可以从中吸收经验，应向家庭解释，助听器是可以改善听力的，而不是能将一些小的声音、远距离的声音都能听清。

5. 爱护助听器

要保护好助听器，要注意不摔，不晒，防潮湿。洗头、喷香水时应取掉助听器。自己不要随意乱拆或自行修理。如果助听器发生故障应送交专人维修。

第七节　佩戴助听器的效果测定

目前，国内外判定助听器佩戴后的效果一般采用两种方法：一是调节助听器的输出频率特性和音量，反复进行语言测听检查，求得最高的言语清晰度；二是将各种助听器的输出频率特性曲线和患者的纯音听力损失曲线进行比较对照，从中选择合适的助听器。上述两种方法均系患者主观感觉，而缺少客观的衡量标准。特别是对先天性耳聋患者和智力发育欠佳的幼儿进行助听器效果测定就更加困难。下面介绍两种客观测定佩戴助听器效果的方法。

一、助听器效果测定装置的测定方法

（一）基本原理

利用长时间平均会话声谱作为距离正常人口唇一定距离所测得的言语声谱。由于距离不同（一般为 1～1.5m）和发音者声强不同，声谱也各异。平均测得的会话声音强为 55～75dB（声压级）。例如采用 Pierce 和 Divid 测得的长时间平均会话声谱的上缘作为助听器适合度的拟合曲线（Average speech spectrmn，SS 线），其频率范围为 250～4000Hz，各项频率的声压值如表 6－10 所示，该测定法的优点是不受语种、各型助听器及不同听力损失类型的限制，对各国各类型助听器及不同聋型患者均适用。故这种方法比较方便，实用性强。

表 6－10　　不同频率的声压值

频率（Hz）	250	500	1 000	2000	3000	4000
声压（dB）	69	68	63	50	46	44

（二）基本测定装置

图 6－13 给出了基本测定装置的连接示意图，它包括 2 个部分，即装置主体和与之匹配的音箱式扩音器。将装置主体放在隔音室外，用声压输出线与放置在隔音室内角的音箱式扩音器相连。该装置与纯音、听力计相似，通过调节频率和声强，能发出各种纯音。不同之处是所发出的声压不是通过耳机而是通过扩音器，并且声压标准也不相同。测试时发出纯音强度为 0dB 时，在距离发出声压的扩音器 1m 处进行测定。各频率均与标准声压 2×10^{-9}N 一致。该测定装置设有声压刻度盘（0～100dB）和频率刻度盘（包括 250Hz、500Hz、1000Hz、2000Hz、3000Hz 和 4000Hz）。有可调节的自动断续音（间隔 250ms）和连续音开关。自动断续音便于患者听取，

用于阈值测定。连续音可用于声压调整和外接手动声阻抗测定装置进行声反射阈值的测定，后者适用于婴儿、幼儿助听器效果的测定。

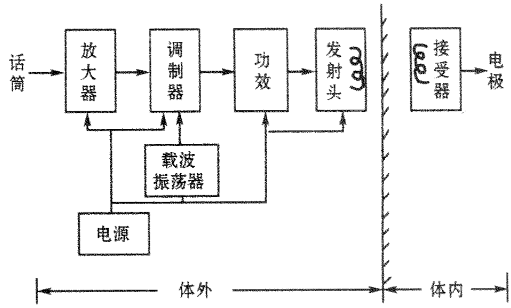


图 6－13　基本测定装置示意图

1. 声压刻度盘　2. 频率刻度盘　3. 自动断续音旋钮开关

4. 连续音开关　5. 电源开关指示

（三）检查音的选择

从电声学的角度分析，言语辨别的必要领域为 400～3000Hz。把这个领域作为助听器效果测定范围。250Hz 听力损失较轻时，常引起助听效果过强，从而影响 500Hz 和 1000Hz 的助听效果，使语言清晰度下降。佩戴助听器的患者也常因此自觉室内外杂音过强。此时可调节输出频率特性旋纽，减少 250Hz 的声扩大效果。4000Hz 检查音是为了与 3000Hz 进行对照。

（四）测定的基本方法

嘱患者坐在隔音室内距离音箱式扩音器 1m 处（即扩音器平面距离助听器平面 1m）。患者的非配带耳塞堵好（例如采用日本永岛株式会社产恩地式耳塞，其遮掩效果好，隔声值可达 40dB）。测定时一般先从中等音量开始。普通国产助听器声强调纽有九个刻度，可先调至 4 或 5 处进行测定。最后依所测得的助听阈值曲线与适合度曲线 SS 线进行比较，进行助听器效果选配。裸耳所测得的阈值为声场阈值，其曲线为声场听力曲线。佩戴助听器所测得的阈值为助听阈值，其曲线为助听效果曲线。与此同时常进行语言词表检查，即在距离患者 1m 处用一般会话声强，按预先制定好的二音节或三音节的最基本、有意义的词语让患者复述。检查时可用男、女分别发音，分唇读、非唇读两种进行检查。每表选 25 个单词、一个计 4 分，满分为 100 分。利用语言词表可作助听器效果辅助测定。

二、观察主观听阈和ABR阈值的改善

如前所述，目前助听器效果的判定多凭藉患者的主观感觉，对于急需利用助听器进行语言训练的儿童则无法利用其主观感觉进行判定。因此，需要运用客观测定方法评价助听器的效果。除上面所介绍的方法之外，下面介绍观察佩戴助听器后主观听阈（纯音或短声）和ABR阈值的改善情况。以便用客观法评定佩戴助听器的效果，测定患者佩戴后主、客观阈值的改善情况，利用ABR阈值判定助听效果。

（一）观察的基本方法

1. 对成人同时测定纯音、短音主观听阈及ABR阈值。其中纯音阈值应用上升下降时间2～6ms，持续时间15ms短纯音，每秒给声8次，测定250Hz、500Hz、1 200Hz及4000Hz等5个频率短声主观听阈及ABR的阈值均用4000Hz单周纯音输至扬声器产生短声作为声刺激。扬声器距耳0.6m，一般以10名正常青年人平均听阈作为0dB（感觉级）。患者侧卧在隔音屏蔽室中的诊断床上，受试耳向上，对准扬声器，另耳加耳塞向下。先测出上述5个频率纯音听阈及短声主观听阈的大小，再测定佩戴助听器后的听阈，由此求出听力改善的dB数。

这里听觉脑干诱发电位的测定采用额部－乳突部引导方法。以听觉脑干诱发电位波Ⅴ阈值作为客观听阈，对佩戴助听器前、后的阈值进行比较，即可求出改善的程度。

2. 对无法测定其主观听阈的儿童进行佩戴助听器前、后ABR的阈值测定，比较佩戴前、后ABR阈值的改善程度。

（二）佩戴前、后听力改善状况

1. 佩戴助听器后短声听阈与ABR阈值改善的比较。比较发现佩戴助听器后其主观、客观听阈均有不同程度的改善，其改善的幅度变化范围为12.1～27.5dB。而短声主观听阈与ABR阈值的改善比较一致，其中两者相同及相差不超过5dB者约占85.3%。这可能是由于两者均由短声刺激引起所致。

2. 佩戴助听器后纯音听阈与ABR阈改善的比较。比较后发现若采用语言频率（500、1000、2000Hz），听力损失平均值代表纯音听阈，则与佩戴助听器后ABR阈值比较，两者的改善亦比较一致，相同及相差不超过5dB者约占64.7%。而相同及相差不超过10dB者约占85.3%。佩戴ZT－5L型助听器后纯音听阈各频率改善的平均值及标准差：250Hz为5.29±6.39；500Hz为13.95±8.51；1 000Hz为20.88±7.73；2000Hz为20.44±1.28；4000H2为10.74±12.65。由此可见，以1000Hz及2000Hz改善最多，500Hz及4000Hz次之，250Hz最差。这一改善程度与助听器性能要求一致。

3. 儿童佩戴助听器后ABR阈值的改善。通过观察无法进行主观听力检查的聋童，这些患儿听力损失程度和两耳听力差别情况均无法确知。由于思儿正处于语言

训练的关键时刻，能否佩戴助听器及效果如何急待解决。通过采用 ABR 阈值观察法发现，佩戴助听器前 ABR 的阈值为 75 ~ 110dB，而戴助听器后听阈改善最小者为 5dB，最高者为 30dB。左右耳改善不同者可在改善较佳侧戴助听器。

值得指出的是，在观察成人助听器效果时，多由患者自己将助听器音量调至适宜强度然后测定。若经过调节使音量适宜时，可使主、客观听阈改善 5 ~ 10dB。由于儿童不能反映助听器效果好坏及音量是否适宜，可在利用 ABR 阈值测定的同时，对音量加以调节，可找出适宜的音量。综上所述，采用 ABR 的阈值测定从客观上判定幼小儿童装用助听器的效果，可测出较佳耳。这样一来，就为佩戴助听器找出了客观依据。

第八节　人工耳蜗

人工耳蜗（artificial cochlea）亦称电子耳蜗（electronic cochlea），是现代医学和科学技术相结合的产物。有时也叫做人工听觉（artificial hearing），指的是用电子元件等和植入电极制成的一种装置，用来刺激全聋人耳蜗内残存的听神经，以期使聋人重新恢复有用听觉的一种新技术。国际上通常使用耳蜗埋植（cochlear implant）一词为标题。它是近年来耳科学及生物医学工程（BME）文献中新出现的一个名词。经过 50 多年的实验和临床试验，已经使这一借助电刺激听神经末梢产生听觉的微电极系统获得了很大的发展，人工耳蜗常被一般人误认为是一种新型助听器，其实人工耳蜗的作用原理与助听器相比完全不同。助听器的作用是把输入的声刺激的振幅增大，为尚存的听觉系统提供更强的刺激来增进听力。人工耳蜗是模拟人耳蜗的毛细胞功能设计制造的一种声音 – 电换能装置，有的亦叫声 – 电刺激器（electro – acoustic sfimula – tor），它是由声电换能装置和植入电极两部分组成。声电换能器的作用相当于毛细胞，可以把振动的机械能转变成电能。此装置一般携带于体外。大小与一包香烟差不多，植入电极部分可分为单导和多导，单极和双极两类。一般是在耳手术显微镜下经圆窗小心地植入耳蜗鼓阶的基底膜下，蜗内段与残余听神经纤维相接近或贴近，蜗外段直接或间接与体外的声 – 电换能装置相连接，当输入于声 – 电换能装置的信息被转换成相应的电脉冲后，随即经此电极输送至耳蜗阶内。根据信息频率和强度等的差异，分别激活相应部位的残余听神经纤维，把信息沿听神经通路逐渐上传到大脑皮层听区，从而产生听觉。由此可见，人工耳蜗的设计是为耳蜗毛细胞被破坏的临床上多见的感音性聋患者设计制造的。因而只能对耳蜗性聋的听觉重建起到恢复作用。

目前，世界上接受人工耳蜗埋植者将近 2000 余人。国内也有 300 余例，在这 300 余例临床实验研究中，已有几例全聋病人在人工耳蜗的帮助下能与人进行简单

的对话，测验证明其言语正确识别率已达到 80% 左右；若再加上唇读和言语训练，其言语正确识别率可达 100%，30 年来经过许多学科，其中包括耳科学、听力学、听神经生理学、电子工程和机械工程学、心理物理学、声学、语言学、组织病理学和加工工艺学等诸多学科的科技人员共同努力，使人工耳蜗这个领域有了很大发展，使一向认为无法解决的感音性聋有了新的希望。突破了内耳是个禁区的传统观念，已能使一些全聋人重新获得一部分有实用价值的听力。由此可见，人工耳蜗植入恢复全聋人听觉的方向是可行的。这已由临床实践所证实。但还存在许多根本性的问题需要进一步探讨，特别是应用计算机技术信息编码的研究，多导刺激是否优于单导刺激，多导刺激时导间干扰的影响，长时间应用人工耳蜗的电极物理状态，耳蜗组织结构和心理学方面的影响也都是需要进一步探讨的问题。当然，听觉生理的研究，单一听神经纤维的电发放与频率、强度关系的研究仍是重要的基本课题。

一、人工耳蜗的发展历史

1790 年，意大利物理学家 Volta 将两根金属小棍分别插入双侧外耳道内，再把一个能产生 50V 直流电源的装置与金属棒连接起来。通电后除了头部感觉被击一记外，耳内还闻得一种液体沸腾声，其后又有人作了类似的用电刺激产生听觉的实验。由于当时对电和听觉器官的基本知识了解的局限性和实验方法比较简陋，以及电击滋味难受，因而这项研究未再继续下去。19 世纪后叶，德国医生 Brenner 比较系统地作了电刺激听觉器官的研究，并认为产生的音感是电刺激听神经的结果。1930 年 Wever 和 Bary 二人用猫做实验，发现了耳蜗微音器效应，从而明确了耳蜗的功能类似一个换能器，可以把声能转换成电脉冲，并以各种神经冲动模式，经过神经通路传至大脑皮层中枢神经产生听觉。这一发现为利用电刺激听神经能产生人工听觉的想法奠定了理论基础。以后有人发现用电刺激局部皮肤也能产生听觉，引起人们的极大兴趣，并成为当时进行得最广泛、最接近机体末梢感官的一项电刺激研究。不过这种电刺激产生的听觉，大部属于机械 - 电转换范畴，其先决条件是必须有一功能正常或接近正常的耳蜗才能听到。最近 Kiang 和 moxon 指出，上述的电听觉是机械—电效应污染所造成的，不是电刺激听神经的结果。直到 19 世纪 60 年代前后，由于无线电和电子技术迅速发展，为临床听力学和听觉电生理的研究创造了有利条件，加上耳显微手术治疗传导性聋取得的成功，并且在世界范围广泛展开，促使一些耳科学家重新尝试电刺激听神经恢复聋人听觉的研究。1957 年法国 Djourno 和 Eyries 二人用电刺激双耳全聋病人听神经，使病人恢复了部分听觉的报道，引起了当代耳科学家和有关科学家的重视。美国洛杉矶的 Houes 于 1961 年经鼓阶给两例全聋人埋植了单导电极并在实验室进行了电刺激试验，其中一例后来更换了多导电极。并于 1965 年研制出可携带的慢性电刺激装置。斯坦福大学 Simmons 于 1964 年在圆窗前方鼓岬上钻孔，然后把电极埋人蜗轴内的听神经上，结合动物试验，也研制

出了多路模数转换器的信号处理装置，他们的工作可认为是人工耳蜗研究的先者。到了70年代初期，从事这方面的研究单位逐渐增多，例如旧金山加州大学的Michlson等、墨尔本的Clark和巴黎的Chouard也开始了这方面的研究工作。从1977年以后有关人工耳蜗的报道大量出现。除上述几个中心的报道外，还有盐湖城的Eddington、Brockman、维也纳的Burion、Hochmair - Desoyer，西德的Banfai和伦敦的Fomrcin、Douck也都有论文发表，对蜗外人工耳蜗装置进行了深入研究。我国的耳科学界和有关科学家对人工耳蜗的研究起步较晚，开始于1978年。1981年即有正式论文发表。以上介绍的是目前国际上几个主要人工耳蜗研究中心。这些中心都是由多学科专家组成。其中有耳科学、听力学、心理物理学、声学、语言、听神经生理学、电子工程学、机械工程学、组织病理学和加工工艺学、人体工程学等方面的专家。经过多年的动物试验、基础理论和临床研究，分别设计出各自认为比较理想的言语信息处理系统和各种类型的刺激电极。目前这些人工耳蜗装置都定型，已加工成正式产品，由有关医疗机械公司、厂家出售。其中主要的标号有以下几种：洛杉矶House/3M，三藩市CUSF/storz，墨尔本Nucleus，盐湖城/波斯顿/INERAID，维也纳/INTRACOHLE - AR，伦敦—EPI，巴黎CHORIMAC12，目前人工耳蜗的效果一般来讲多导较单导好，年轻人植入效果最佳。

二、人工耳蜗的基本结构

前面已经叙及人工耳蜗是个换能器，它把声信号转变成电信号，经电极输送到耳内，刺激听神经，从而产生听觉。尽管人工耳蜗装置的类型多达几十种，但其基本结构由4部分组成，即话筒、处理器、接受器和电极。

（一）话筒

话筒的作用是把声信号转换成电信号，以便输送给电极。一般话筒输出的电信号只有数毫伏，直接用于电刺激幅度太小，故要在处理中进行放大和加工。

（二）信号处理器

信号处理器（signal processor）用于将话筒输入的言语信号加工处理成聋人能听懂的电信号。尽量把重要言语成分都输送给听神经，以便恢复聋人听力。信号处理器主要完成增强信号电平，适当压缩刺激信号，将信号经过滤波器提取言语特征，或将频谱分成几个频段使之与耳内神经的特性相匹配，然后把加工处理过的信号进行编码使之成为某种型式，输出至耳内刺激听神经。电信号在处理中一般需要进行4个方面的处理：电信号的放大，增强信号电平；滤波器频率特征提取或将频谱划分成几个频带以适应神经的需要，完成特性匹配；电刺激水平的压缩；信息编码以便传输给接收器。编码的目的是保存已处理过的信息并设法将其传送给埋植的电极。目前各研究中心处理器设计和编码方案虽不尽相同，但都是模仿正常耳蜗频率

编码原理和依据物理测试参数进行设计。

一般可供采用的信息处理编码方案共有四种形式，即神经生理方案、频率滤波和特征提取方案、模拟方案和心理物理学方案。

1. 神经生理方案

听神经系统对声尖的编码原理一般认为有二种原理：

（1）部位原理（place prinaiple）

耳蜗基底膜各部位均具有固有的频率特性，听神经纤维也是这样有秩序地排列着。特定的一组神经纤维对信号的特定频率进行编码，并系统地贯穿到整个听觉通路并上达皮层。最近的研究证明，一个内毛细胞大约与 10 根神经纤维相连接。当毛细胞被激活后，这些相关的神经可以不同的方式作出反应，其阈值间的差别可达 80dB 以上。这可能与突触和毛细胞接触的性质和部位有关。这种现象在用电刺激全聋人耳蜗时很可能丧失。目前的工艺水平要做到分别单独地刺激 30000 根神经纤维是不可能的，目前人们还不能确切知道究竟要多少导电极进行刺激才能达到识别言语的目的。Evans 用滤波器所作的心理声学试验表明 20 导就可满足识别言语的要求，还有人用自动言语合成器（vocada）做的试验认为导数还可以比 20 导再少一些也能达到识别言语的目的。

（2）周期性原理（periodiclitv principle）

周期性原理是利用神经纤维放电的周期性和声信号周期同步的特点，以及低频电刺激的周期性也可同步的条件进行频率信号编码，而低频信号的编码是完全可能的。一般认为单导人工耳蜗只利用了周期性信息进行频率编码。当然，多导人工耳蜗电极安排适当也可利用周期信征（cues），刺激的响度通常与电刺激的振幅能级有关，但也有人利用脉冲宽度进行响度编码。

2. 频率滤波和特征提取方案（filtering and feature extract approach）

频率滤波和特征提取的设想是基于聋耳的功能、电听觉的特征和电极数目的限制来考虑的。目的是想把言语识别关系密切的频率成分提取出来或把频谱分成几个频带按需要分别加工处理，然后经有限的信道（signal channel）和相应电极分别传输给一定部位的听神经以达到识别言语的目的。一般与言语识别有关的声频在 100 ~ 4000Hz 范围内。用来改变输入信号频率特性的滤波器有低通、高通和带通三种类型。低通滤波器能使截止频率以下频率通过，高通滤波器能使截止频率以上的频率通过，两者的作用刚好相反。带通滤波器只让上、下截止频率以内的频率通过。采用这种措施的原因是因为听神经对电刺激的敏感度不一样，因而有必要根据听神经的特征，将频谱分成不同的信道，分另处理后再传送给一定部位的听神经，才能发挥最佳效果。滤波器也可用来提取言语的某些特征频率。一般认为基频（P_0）、第一共振峰（F_1）和第二共振峰（F_2）三种频谱波峰对言语识别有密切关系。基频是低频，其频率范围在 70 ~ 300Hz 之间；第一共振峰的频率范围在 200 ~ 1 200Hz 之间；第二共振峰的频率范围在 750 ~ 4000Hz 之间。滤波器能从这三个频谱波峰中提取频

率信息，再经不同的信道输送给特定部位的电产生适宜的刺激。一般把采用滤波技术的信号处理器叫做特征提取系统。

Clark 采用的 F_0、F_1、F_2 特征提取方案，低频利用周期性原理，高频利用部位原理进行编码。

3. 模拟方案（analog approach）

模拟方案的基本指导思想是将声信号完全模拟下来传送给病人。因为聋耳更需要全部言语信息，多一些信征更有助于言语的识别，尤其是在尚不完全了解究竟多少信征和哪些信征应当从言语中提取出来才符合聋耳的需要时采用这种模拟方案更有必要。通常采用模拟方案时，可用一组滤波器把频谱分成几个频带，按部位原理把低频成份传送给近顶转的电极，高频输送至靠底转的电极。目前巴黎的 Chouard 和维也纳 Hochmair 等研究组采用的就是这种模拟方案。但由于有限的动态范围和高频敏感度降低的关系，此方案尚需进一步的改进，对信号还要作些必要的处理，主要的是振幅的压缩和频率的均衡尚需作些处理才能提出更多一些的信征以有助于言语的识别。

4. 心理物理学方案（psychophysiological approach）

心理物理学方案是基于由刺激听觉系统所得的大量心理物理参数来考虑的。例如电听觉的动态范围较正常耳明显缩小变窄，一般为 10 ~ 25dB 左右，高频时动态范围更窄。因而必须把动态范围压缩到电听觉动态范围内才能使信息顺利通过，聋耳才能接受。完成压缩方案的办法较多，常用的是自动增益放大器，还有其他种类和特征的压缩器，可根据需要选用。

以上所述的 4 种信息处理编码是基于听觉生理和电听觉特性提出来的，它是信息处理器设计和信号编码的基础。目前在实际应用中大都不是采用单一的方案，而是取长补短，尽量把可能多的重要言语成分输送给听神经，以便恢复聋人听力，完成听觉重建。

（三）接受器

由话通输入的言语信号需加工处理成聋人能够听得懂的电信号，信号的加工处理由处理器来完成，主要是增大信号电平，压缩刺激信号，提取言语特征，然后把加工处理过的信号进行编码成型，最后必须传输给电极才能起到刺激作用。目前均采用耳部皮下埋植接受器（receiver）的办法间接地把信号传输给埋植在蜗内的电极，再经电极输送到耳内刺激神经产生听觉。

（四）电极

目前使用电极多为外涂绝缘层，终端裸露；外面用硅橡胶管密封为载体，埋植在鼓阶内，或植于蜗外。人工耳蜗中的电极种类繁多，驱动方式各异，存在问题较多，现分述于下。

1. 电极的分类

（1）按电极数目多少分类：

①单导电极：凡只有一个信道的处理器都采用单导电极。

②多导电极：目前使用的多导电极有 4 导、8 导、12 导和 22 导，适用于多信道处理器。因为多信道处理器需要多导电极才能把不同信道的信号分别输送给不同部位的电极，从而发挥言语识别的效用。

（2）按刺激方式分类：

①单极电极：单导人工耳蜗用的是单导电极，它由一根刺激电极和一根参考电极组成。刺激电极埋植于鼓阶内或圆窗凹中。参考电极埋植在离耳蜗较远的部位。电刺激时在耳蜗形成一个大电场。这种刺激叫做单极刺激。例如 House 的单导人工耳蜗，参考电极原来插入咽鼓管，现在利用接受器作回路电极。

②双极电极：用于多导人工耳蜗。两个电极均靠近听神经，电流在两个电极间流动，形成一个小电场。若有多个这样的电极时，则叫做多导双极电极。设计时电流只考虑在电极间流动，不向周围扩散。这样就能保证在基底膜的一定长度内形成许多个单独的刺激点，结果就能做到按部位原理进行刺激和频率编码。

（3）按电极的构形分类：

目前人工耳蜗所使用的电极大都用铂铱合金丝做成，其终端做成球形。

①一般的多导电极的终端接触点是按照一定间距以前后向或左右向排列。利用硅橡胶管载体将之固定成一束，而电极的球形终端裸露在载体表面。经圆窗插入时能相对精确地沿耳蜗纵轴排列在靠近骨螺旋板附近的树突状神经纤维附近。

②墨尔本多导电极是用白金带以一定间距绕在硅胶载体表面，与硅橡胶带同在一个平面上，共 22 根。这种电极能保证至少一部分靠近神经纤维；此外带状电极的表面积相对较大，因而解决了电荷密度问题。

③利用半导体工艺技术生产的一种新型电极，不但能精确地把每根电极按要求排列在适当的位置上，还能制成更多的电极。不再采用手工作业方式生产类似电极。另外利用薄膜技术也能制造电极，目前已制出蜗轴和蜗内两种电极。

④旧金山中心研制的新型多导电极组共 16 根，能植入鼓阶 24 ~ 26mm，通过连接器连接在 4 导的接收器上，另有 4 个接收天线线圈与接收器相连。其电极始终朝向骨螺旋板的神经纤维，而且整个电极束总是沿鼓阶腔隙前进，不易产生阻力避免损伤蜗内组织，比较理想。

⑤多导蜗轴电极，目前只有斯坦福大学 Simmons 中心使用。开始使用的是一束 4 个铂铱金丝电极，现在采用半导体工艺技术制作更精致的电极。

⑥蜗外电极，也分单导和多导两种。目前多用于欧洲，伦敦的 Fourcin，Douck 和维也纳的 Burain，Hochmair - Desoyer 中心使用这种蜗外电极。而德国的 Banfai 使用的是多导蜗外电极。

（4）按部位分类：

目前，使用的电极可以分为蜗内、蜗外和蜗轴三类。

2. 电极的激励

一般人工耳蜗是借电流刺激听神经而获得听觉的。目前，使用的刺激波形主要为模拟和脉冲式。只有 House/3M 型采用调幅式，即使用一个 16kHz 正弦载波，将信号调制到载波上形成一个调幅波。为了控制刺激波形，目前多采用恒流源，以维持恒定电流刺激听神经。

3. 信号的传递和电极的埋植。

从处理器输出的信号采用何种方式传给耳内电极是一个实际的技术问题，它与人工耳蜗的效果直接有关。一种比较简单可靠的方法是通过皮肤上的电极插座直接连接把信号传入电极。这种方法常会在电极插座周围皮肤上带来感染。现在这种方法已趋于淘汰，仅为少数单位采用。而多采用间接方法将信号传入电极。即在耳部皮下埋植一接收器，而射频驱动器放在皮肤外，内外相对位置可用磁铁帮助对好。常用的是无源传输系统，即通过内外线圈电感耦合产生电流把信号传给电极。间接方法不易确切知道传送给电极的是什么样的电流，但可通过调整耦合系数使内外线圈中的电流波形基本相同。另一种是有源系统，例如墨尔本组用的接收器 – 刺激器，是一个相当于 1200 个晶体管的硅集成电路块，置于一个密封的钛盒中。22 根电极经过一特制的淘器瓷/铂馈管引出，以防体液进入。电极和接收器间是一个连接器，其作用是当接收器 – 刺激器顺失灵或需要更新时不必涉及到埋在鼓阶内的电级。钛盒外绕一个线圈，用来接收通过电感耦合经皮肤传输来的经过编码的言语信号。然后利用该信号去激励埋植于耳部皮下的接收器，接收器的输出电流通过电极刺激听神经而获得听觉。整个接收器刺激器用硅橡胶 4 – 4515 模塑成一密封的整体，能保证良好的组织相容性。还有一种能同时刺激三对双极电极对的新人工耳蜗。这种新型人工耳蜗的电子装置做成一个集成电路块，其基本结构与上述墨尔本中心用的接收器 – 刺激器相同，但是增加一个遥控系统，可以通过经皮肤的电感耦合线路去监视接收器集成电路块上任何一个接点或任何电极上的电压大小。同时还可以用一个外接收器或示波器进行实时观察，也可对埋植后的刺激器的工作情况进行检测，有助于长期研究分析这一新型人工耳蜗的功能，值得指出的是，接受器的耗能很小，有利于数字和高运算性能的模拟电路在一单个集成电路块上混合。

多年来的动物试验以及尸体鼓阶内试插和埋植电极的人颞骨切片证实，埋植电极时，若手术操作得当不损伤蜗内组织，电极在蜗内只引起局限性异物反应，不产生危害性变化。若插电极时造成创伤，将引起蜗内纤维组织增生、新骨形成和神经纤维以及神经节细胞的退行性变，结果将达不到听力重建的目的，因此埋值电极必须注意以下几个问题。

（1）生物相容性

目前多采用铂铱合金丝或白金作电极材料，因为这种材料具有良好的化学稳定性、无毒性和具有一定的机械物理持性。用平衡的双相电流刺激不影响其在机体内抗腐蚀持性。电极用的绝缘材料聚四氟乙烯、六氟丙烯和医用硅橡胶（MDX – 4 –

4210）均无毒性，生物相容性很好。

（2）手术创伤

螺旋韧带距圆窗缘 0.2mm。该处若手术操作过多，损及螺旋韧带将会引起神经组织退变。从圆窗至鼓阶内 10mm 的一段管腔较直，再往内即变弯曲，而且弯度逐渐加大。电极插入鼓阶超过 10mm 时，即电极头通过第一弯时，最易造成的损伤有：骨螺旋板骨折；穿破基底膜，有时甚至穿过鼓阶进入前庭阶。例如 House Utak，Clark 及早期 Schindler 型电极埋植时，在尸体和病人身上均发生了上述损伤。

（3）电极的设计

为了避免手术创伤，精心设计一种创伤性小或无创伤性的人工耳蜗电极实属必要。目前旧金山 Schindler 小组设计的新电极创伤性已很小，遇到轻微阻力即可屈曲继续内进，可避免垂直弯折或世俗翘棱，可视为一种无创伤性的蜗内多导电极。

（4）电刺激损伤

近年来动物试验已经证明用电荷平衡双向脉冲电刺激，电荷密度保持在 32μC/Cm^2 geom/phase 以下长期电刺激，组织病理学及生理学均未见到损伤现象。

三、人工耳蜗的设计

从目前的技术工艺水平和形态学的角度出发，要想完全复制一个具有 30000 条听神经元均匀分布的正常耳蜗是不可能的。分析综合大量的动物实验和从植有人工耳蜗病人的电生理学测试的结果证明，电刺激蜗轴、鼓阶和听神经干皆能产生排放信息；刺激单根电极时一直到 400Hz 左右，病人也能有很好的声调识别力；相当数目的信息能通过单导电极输送进去，包括环境声、韵律、旋律和周期性声调等，但不能产生位置声调；由顶转到底转的顺序分别用电刺激每个电极时，病人可觉察出音调由低到高，而且可以多次重复；当电刺激的电流增加时，病人察觉出声调增高。由此可见，按照耳蜗的生理功能，仿制一个人工耳蜗声—电刺激器，刺激全聋人耳蜗内的残存听神经有可能恢复聋人听觉。电刺激和声刺激听神经的重要差别之一是，电刺激的动态范围明显缩小变窄，和高频电信息受到听神经纤维不应期的影响，以致言语区的高频信息不能像声刺激时顺利通过。言语信息和音素的频率分布极为复杂，其频谱的不同成分随时间及强度不断变化，正常耳所具有的这种对各种复杂成分的高度分辨力，可能因听神经电刺激的动态范围变窄和随行波出现的时间延迟的消失而丧失。为了解决这个问题，Keidel 提出一种补偿方法，即利用元音在言语时间过程中的多余信息来补偿，改进人工耳蜗的结构性能，以适应全聋人的要求。因为利用这些多余信息，可以把普通言语信息频率范围由 3000Hz 压缩为 500～800Hz，这样就能利用这些频率的周期性作为信息来源。即使用电刺激也能把听觉信息传送至大脑皮层水平，以达到恢复用言语交往能力的目的。另外还可以利用 B6ksy 提出的“倍减”原理。即在猫中脑四叠体水平对正弦声声刺激的单位反应研

究中，观察到刺激后时间直方图中周期性是频率锁定的而不是相位锁定，并且观察到大于 1 000Hz 的高频刺激所固有的周期性，这较高频率甚至可按 1∶1000 或更高的因数倍减，如下丘单位的周期性倍减现象，即可作为听觉解码系统倍减的例证。

根据正常耳蜗的功能特点及针对电刺激和声刺激听神经反应间差别，多数人主张按模拟的方法设计人工耳蜗；另一部分人建议用微处理机加一个多导神经刺激器的方案设计。事实上这两个方案都在被人们采用。

模拟式人工耳锅是按自然耳蜗的生理功能将声音转变成电信息，但在时间特性和空间特性方面的模拟都比较粗糙。受到当前的技术和工艺水平的限制。Michelson 认为双极多导蜗内电极组，按成对序列包埋在与鼓阶几何形状一致的硅橡胶载体中，电极端呈球形。球面如能紧贴基底膜则可以达到分段兴奋听神经的目的。Burian 等则认为要达到理解语言需试用各种方法将语言模拟信息转换为一系列电脉冲。复杂的混合电路系统能作出各种编码步骤，植入部分有调频解调器和多路分离器。为了供应植入组件的能量，Hochmair – Desoyer 设计了经皮肤传输能量的感应线圈。利用感应线圈能为植入组件提供能源。

人工耳蜗设计的早期，人们曾强调多导分段刺激听神经纤维在理解言语方面的重要性。但在后期临床实践的基础上，逐步认识到单导刺激器刺激一对或同时以同样信息输给各对蜗内电极，在全聋病人都取得了直接理解言语的效果。这就给听觉生理学提出了一个新的值得探讨的问题。Hochmair – Desoyer 认为能直接理解言语的Ⅱ型刺激器的特点是语言声强不是随方波的宽度来变化，而是语言声强随方波的幅度变化而改变。Clark 等使用多导电刺激也取得了直接理解 40% ~ 60% 的单词，并能正确识别 80% 的单词音素。利用言语微处理机原理抓住言语的频率和能量以及中频区主要频谱峰值，把言语的参数送到所有各个电极，而将中频区主要频谱的峰值一定的电流强度送至相应的一个电极上，以提高言语的分辨力。

由上所述可以看出，现在人们对电声听觉的了解仍处于萌芽状态，人工耳蜗的设计还很不完善，有些问题尚未解决，今后利用微处理技术可能是技术突破的关键。

第九节　单导电子耳蜗

国内采用的电子耳蜗为感应式电子耳蜗，该电子耳蜗与国外同类型单导电子耳蜗比较，在效果上没有明显区别。

国内的感应式电子耳蜗为单电极单通道式，经乳突 – 后鼓室进路将电极植入圆窗膜或鼓阶内，几年来对双耳“全聋”病人进行手术植入效果良好。下面分别介绍感应式单导电子耳蜗的结构和性能，以及植入方式和其听力学评价。

一、结构和性能

感应式单导电子耳蜗的整机由体外和体内两部分组成。体内装置包括二部分，即发射器和发射头。体内装置是一个包括导线和电极在内的接收器。外界声音经发射放大，对载波进行调制，然后输送到发射头。接收器采取无源形式，电子元件装入直径为 22mm 的聚四氟乙烯圆盒中，用有机氟胶水 SP－203A 充填和包裹，使体液不致渗入盒内。使用时借助头带使发射头与接收头隔皮肤耦合，如图 6－14 所示。

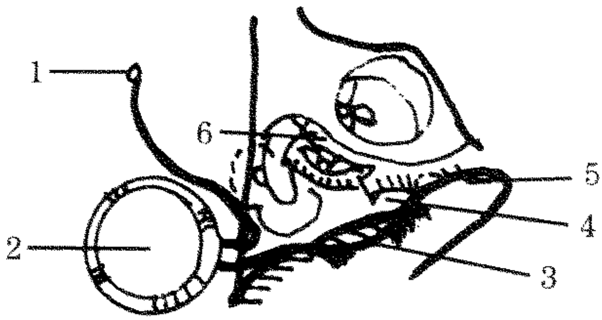


图 6－14　感应式单导电子耳蜗原理结构示意图

整机具有 50～96dB（SPL）的声级动态范围，95dB 以上则是过载调制。频率响应为 0.05～20kHz；调节音源声级值的范围是 55～115dB（SPL）。

导线和电级材料用铂制成，导线外用聚四氟乙烯涂膜作为绝缘涂层。电极为直径 0.5mm 小球。

二、电子耳蜗接收器的植入

电于耳蜗的接收器通过手术进行埋植。导线和电极经乳突和后鼓室送达圆窗膜或鼓阶内。手术在全麻下进行，术前用药同一般常规。接收器浸泡于 70% 酒精或器械消毒液内，使用时以生理盐水冲洗多次。

手术时于耳后弧形切口，用电钻开放乳突皮层，磨除其内气房，至乳房天盖及乙状窦前骨板显露为止。确认鼓窦、外半规管和砧骨窝，将外耳道后壁尽可能磨薄，以显示面神经垂直段骨管。相当砧骨窝底，面神经骨管垂直段之前用小钻头开放后鼓室的后壁，达面神经隐窝。面神经骨管可尽量磨薄，但勿去除骨壁或损伤面神经鞘膜。将近鼓沟时，可见骨管内的鼓索神经。去除骨质范围限于鼓索神经内侧，否则将破坏外耳道后壁，造成乳突腔与外耳道沟通。从后鼓室进路窥人鼓室，由上而下，可见面神经骨管水平段，砧骨长突和豆状突，镫骨肌腱和镫骨，继续向

下扩大，可清晰地见到圆窗龛缘和部分圆窗膜，圆窗膜呈蓝色，几乎呈水平面。

轻推镫骨头，可见圆窗膜反相同步微动。伴有圆窗骨性闭锁或耳蜗广泛骨化时，微动消失，色泽变白。

向颞部延长弧形切口 3～4cm。在耳廓附着缘上端后方置接收器。按圆盒的直径磨一骨槽，深 2～3mm，以恰可容纳圆盒为准。在靠近乳突腔的槽边，作 2～3mm 宽的隧道，以使作用极（刺激电极）和非作用极（参考电极）导线通过。非作用极导线弯向上方，与颞肌相接。作用极导线弯向乳突腔。利用乳突尖部残存气房再做一遂道，使作用极导线穿过这一隧道，经后鼓室至面神经隐窝，利用铂丝的弹力将裸露电极紧贴圆窗膜，如图 6－15 所示。

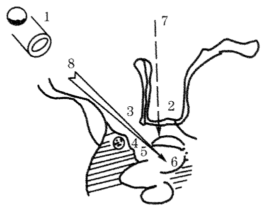


图 6－15　体内装置植入示意图

1. 非作用极；2. 接收器；3. 作用极；4. 隧道；5. 面神经骨管；

6. 鼓索神经（内侧为砧骨长突和镫骨，作用极进入圆窗龛）

对鼓阶内植入电极者，则去除圆窗龛的前缘和圆窗膜。术者可经圆窗窥清耳蜗底回的鼓阶（如图 6－16，图中 1 为手术显微镜，2 为外耳道，3 为后鼓室开放后的入口，4 为面神经隐窝，5 为圆窗，6 为鼓阶（耳蜗底回），7 为通过耳道的视线，不能窥达鼓阶内部，8 为通过乳突后鼓室进路，能直视鼓阶内部），可顺鼓阶外下壁将电极插入，深度可达 14～16mm。用电钻磨下的骨粉封闭圆窗瘘孔，加滴凝血酶和纤维蛋白原粘合。鼓室内植入电极时，因电极循底回方向绕蜗轴上行，至蜗轴深面而不能跟踪，如遇阻力勿强行硬插，以防损伤耳蜗螺旋或基底膜。有圆窗骨性闭锁或耳蜗郡分肯化时，叫用 0.6mm 直径的金刚石钻头开通或扩大如图 6－17。在颞部骨槽和圆盒之间的缝隙及两个隧道内滴以外科用快速粘合胶水，有助于整个装置的固定。埋植完毕后，应充分止血。止血宜用双极电凝，若使用单极电凝会使电流流经导电最佳的作用电极，造成蜗内组织损伤。

充分止血后，以小橡皮条放置在皮肤切口下端作乳突腔引流用。注意橡皮引流条勿与导线接触，以防抽除引流条时带动导线，造成电极脱位。缝合颞部皮肤时颞肌不予拉拢，以减少软组织厚度，这有利于缩短内外线圈之间的距离，增加内外两线圈之间的耦合系数。过多颞肌宁可剪除，也不要勉强保留。术后 3d 抽除橡皮引流条，一般 8～10d 拆去缝线。

临床实践表明，电子耳蜗接收器植入手术效果良好。经术后随访，伤口愈合良好，患者无眩晕、疼痛或其他不适；埋植处皮肤平坦，外耳道和鼓膜正常；听力均有明显提高。

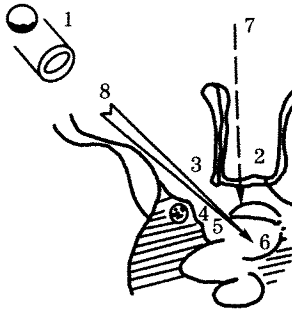


图 6－16　经乳突后鼓室开放术可直视底回的鼓阶

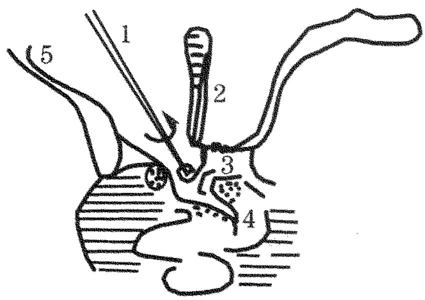


图 6－17　骨化耳蜗底回鼓阶的再造
1. 微型金刚石钻头；2. 外耳道；
3. 圆窗骨性闭锁及鼓阶狭窄（被开放和扩大）；
4. 耳蜗；5. 乳突腔

三、植入后的听力评价

电子耳蜗植入的所有病人其外耳、中耳均属正常，全身无其他重要疾病，智力正常，X 线片示乳突气化良好。病人均为“全聋”，既包括语前聋，也包括语后聋患者。“全聋”的诊断标准是采用通用听力计最大输出时，病人无听觉反应。对于这些“全聋”患者再施行电子耳蜗接收器植入手术后，为了进行听力学评价，要进行下述听力测试检查，即纯音测听、语言测听、环境声识别测试、声顺图和声反射测试，以及脑干听觉诱发电位和耳蜗电图测试。

（一）纯音测听

常规测听器和声场测听所得听阈分别称耳机听阈和声场听阈。常规测听器测听用于手术前病人的筛选。测听前常规测听器均需进行校准。

声场测试的纯音由扬声器发出，病人正坐扬声器前方 1m 处。用声级计测出距扬声器 1m 处的纯音声压级（参考声压 20μP）。

术前纯音测听的结果如表6–11所示。所有的病人术前对耳机最大输出均无听觉反应，声场测听>105dB时部分病人在250~1000Hz有残余听力，但几乎同时诉述不能忍受，从听阈到不适阈不超过10~15dB。

表6–11　　术前声场纯音听闻

频率（Hz）	声场测听（Db，SPL）		
	平均数	中位数	范围
250	>120	>130	105~ >130
500	>120	>130	105~ >130
1000	>120	>130	110~ >130
2000	>130	>130	110~ >130
3000	>130	>130	>130
4000	>130	>130	>130

手术后（指使用电子耳蜗以后）2个月以上，声场纯音听阈测定见表6–12。

（二）语言测试

语言测听均采用声场测试。术前测听布局同纯音声场测试。手术后测试以电子耳蜗的话筒位置替代耳的位置。佩戴助听器的声场测定以助听器话筒替代耳的部位。

表6–12　　术后语言识别率测试敞开式无唇读

频率（Hz）	声场测听（Db，SPL）		
	平均数	标准差	范围
250	54.3	8.3	42~65
500	54.7	7.0	40~60
1000	56.0	7.3	48~62
2000	61.5	4.2	50~ >130
3000	56.7	4.8	50~ >130
4000	53.0	5.6	

语言测听内容为单音词、双音词、数字和短句、测试方式有敞开式和限定式两种，敞开式取日常生活用语中的任选词句；限定式为数目有限（10字为一组）反复使用的词句。所有单词多为辅音–元音或辅音–无音–辅音组成，限定式组内的单词照顾到元音和辅音（p、d、t、k、g）、摩擦音（s、f）、鼻音（m、n）及滑音（w、r、i）的分配。

每组单音词有62词，测验词组未作四声安排，词的四声分布是任意的。词、句均由测验者临场决定，发声强度以不超过病人不舒阈为限度，求取单音词、双音词、数字和短句的识别率及双音词的察觉阈。识别率测试结合唇读另列一组。

短句采用问答和复诵小说，每句为10～15词。作为对照，上述内容要求病人佩戴助听器复测。

手术前声场语言察觉阈平均数＞120dB。

1. 敞开式测试

手术后不伴唇读的敞开式单双音词、数字和短句的识别率，均为术后两个月以上测定的结果，见表6－13。佩戴助听器同法测试以对照效果，进行了t检验。由表6－14可以看出，敞开式无唇读的词句识别率电子耳蜗比助听器好得多，t检验相差显著或非常显著。

表6－13　　术后语言识别率测试敞开式无唇读

	语言识别率（%）			
	单音词	双音词	数字	短句
助听器	0	0.6	0	0
电子耳蜗	30	10.6	18.6	16.7
t检查p值	＜0.01	＜0.5	＜0.5	＜0.01

敞开式结合唇读，单音词识别率电子耳蜗为44.8%，比助听器（28.8%）为优，而双音词、数字和短句测验两者无明显差异。但也有个患者进行短句测试，电子耳蜗分别为50%和87%。而助听器为100%和50%。另外，佩戴助听器的病人总是诉有不舒感或头昏，而电子耳蜗则仅有个别病人用久后才有轻度头昏。

2. 限定式测试

电子耳蜗和助听器差别明显的仅限于无唇读的单音词和数字。若能结合唇读，则无明显差别。

（三）环境声识别测试

一般取日常生活中常遇到的不同的环境声音10种，即汽车喇叭声、敲门声、拍木板声、敲桌子声、碰杯盖声、踏步声、关窗声、摇铃声、物落地声和放水声。

手术前病人对10种环境声均无反应。手术后对10种环境声识别能力平均为34.3%。经过1－3次提高，则可高达83%。

（四）声顺图和声反射测试

该项测试是作为手术前检查项目，目的是筛选和排除中耳疾患和功能性耳聋。

（五）脑干听觉诱发电位和耳蜗电图测试

该项测试也是作为手术前应该检查的项目，目的是排除功能性耳聋和预测耳蜗骨化的程度。而在手术后该项测试不作为常规复测内容。

四、几个值得注意的问题

（一）单导电子耳蜗的适应证

1. 双耳极聋，要求 250 ~ 3000Hz 范围的听阈至少超过 95dB 或听力计的最大输出声强。

2. 年龄无严格限制，但儿童术后表达力差，效果评价困难，老年人的适应性不够理想，最佳的是青年“全聋”患者。

3. 利用耳蜗电图有助手术前对耳蜗骨化程度的估价，有利于制订合理的手术方案。

（二）电极与激发装置的连通

目前电极与激发装置的连通有两种形式，即经皮式和隔皮式。经皮式为插座式直接连接，但易感染和脱落，可靠性差。只能短期应用或作为临床实验观察。隔皮连通方式可根据电磁感应原理，无线电调频发射或红外发射原理进行设计

（三）圆窗膜植入和鼓阶内植入的比较

表 6 – 14 给出了圆窗膜植入和鼓阶内植入的声场纯音听阈的比较。由表可以看出，圆窗膜植入和鼓阶内植入的声场纯音听阈的大小无明显差别，基本一致。但圆窗膜植入者电池耗电较大，且不适合圆窗骨性闭锁病人。如有残余听力和考虑到将来更换新一代产品，则圆窗膜植入仍有可取之处。从圆窗膜表面取出电极，不会损伤蜗内组织，而取出鼓阶内电极则要损伤蜗内组织。

表 6 – 14　两种电极值入的声场纯音听阀（dB，SPL）

频率（Hz）	平均数（标准差）	
	圆窗膜植入	鼓阶内植入
500	52.1（8.7）	56.5（5.9）
1000	54.1（4.9）	50.3（4.7）
2000	57.6（3.6）	64.3（4.0）
4000	59.8（5.5）	54.8（4.9）

（四）经乳突 – 后鼓室进路植入电极的优点

1. 能在手术显微镜下直视之，由后鼓室开放入口经圆窗窥清耳蜗底回的鼓阶内部，判明鼓阶有无纤维化，骨性增生或闭锁。

2. 遇到耳蜗骨化，便于再造底回鼓阶（扩大狭窄鼓阶或磨通闭锁鼓阶）。后鼓室开放术要求术者要具有一定的耳显微外科经验。

（五）电子耳蜗的效果

术后随防发现，约 72% 能经常使用电子耳蜗，有 28% 不经常使用，愿意间断使用。有的语前聋病人愿意听音乐，并能随音乐节奏用脚点拍子。有的年轻人使用电子耳蜗后讲话清晰度提高，考试成绩进步。一些曾使用过助听器的原“全聋”患者都表示助听器似乎是“震动”感觉，无所帮助，而电子耳蜗是确实的耳内听觉，有助于识别外界环境声，语后聋者结合唇读后与熟人可进行交谈，为其生活和学习提供了方便。

第十节　多导电子耳蜗

根据多年来的动物试验、基础理论和临床研究，一般认为多导人工耳蜗效果比单导者好。多导人工电子耳蜗是采用多导电极，利用多导电极把不同信道的信号分别输送到不同部位的电极，从而发挥言语识别最佳效用。目前使用的多导电极有 4 导、8 导、12 导和 22 导。一般的多导电极的终端接触点是按一定间距分别以前后向或左右向进行排列，而各个电极是利用硅橡胶管载体将其固定成一束，而电极的形状一般做成球形，并将电极的球形终端裸露在载体表面。这样一来，在手术时才能保证经圆窗插入时能相对精确地沿耳蜗纵轴行进，并能较好地排列在靠近骨螺旋板附近的树突状神经纤维附近。

多导人工电子耳蜗的设计是基于下述的一些原则，即考虑到聋耳的功能，电听觉的特性和电极数目的限制。为此采用把与言语识别关系密切的频率成分提取出来，或者把频谱分成几个频带按需要分别加工处理，然后经有限的信道和相应的电极分别传输给一定部位的听神经以达到识别言语的目的。一般与言语识别有关的声频在 100～4000Hz 范围内，可利用低通、高通和带通滤波器来改变输入信号频率特性。采用这种技术措施的原因是考虑到听神经对电刺激敏感度不一样，因而有必要根据听神经的特征，然后将频谱分成相对应的电极传送给一定部位的听神经，才能发挥识别语言的最佳效果。下面介绍 8 导人工电子耳蜗的结构，原理及其性能。

8 导电子耳蜗包括话筒、语言处理器，经皮连接器和 8 导电极组如图 6－18。其中语言处理器具有横向抑制的功能，可对 8 导电子耳蜗埋植后的电流分布进行补偿如图 6－19 所示。在语言处理器中，包括话筒、预加重放大器、临界带通滤波器、检波器、横向抑制器、加法器、模拟开关、电压电流转换器、脉冲发生器和限流器。在语言处理器中，由 16 个带通滤波器把语言信号分成 16 个频率分量，而 16 个带通滤波器的带宽与言语识别有关的听觉范围相对应。具有一定强度的 16 个频率分量分别传送给横向抑制电路，这 16 个频率分量经横向抑制电路处理后变成为 8 个具有频率为 200Hz 的双向电流。

值得注意的是，横向抑制电路的参数可根据蜗内电流的分布进行适当的调整。实验指出，横向抑制电路能够起到自动增益控制的作用，可避免总电流的过载，可调节总的刺激电流的大小，同时能提高对综合性元音的分辨率，这主要是通过作为元音［i］和［e］的峰值频谱图来区分。图 6－20 给出了埋植于鼓阶内部 8 个电极的分布，而参考电极位于乳突区。

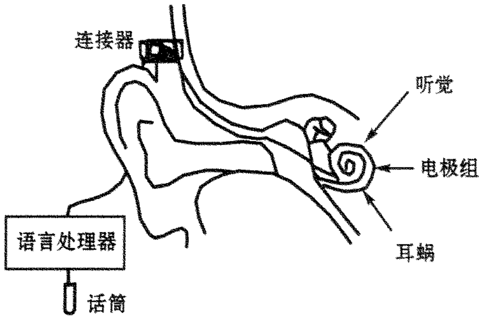


图 6－18　8 导电子耳蜗结构示意图

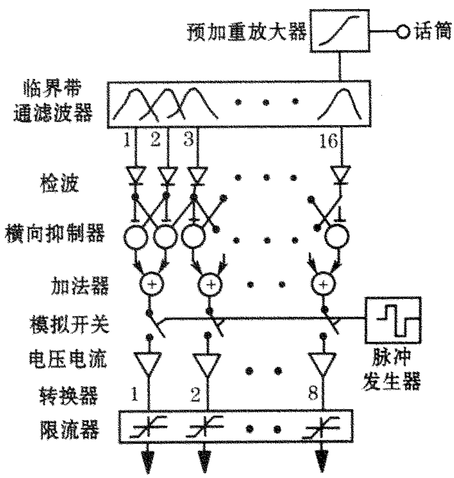


图 6－19　8 导电子耳蜗语言处理器方框图

在 8 导电极系统中，声音信号是由一组与听觉带宽相对应的滤波器分成 8 个分量，这 8 个分量通过经皮连接器转送到电极组，电极组有 8 个直径为 200μm 的球形触点，它是由金属铂铱组成，其中金属铂占 90%，金属铱占 10%。这些球形触点能够妥善地将相应信道的信号传送给听神经系统，同时还具有良好的生物相容性。

这些球形电极与激励电极是通过 Pt－Ir 线进行连接，Pt－Ir 线是直径为 25μm 外面涂有聚四氟乙烯的专用导线，球形电极由硅胶载体所支持。硅胶载体的最大直径为 0.7mm，两个相邻球形电极的间距为 2.54mm，球形电极所表露出来的面积为

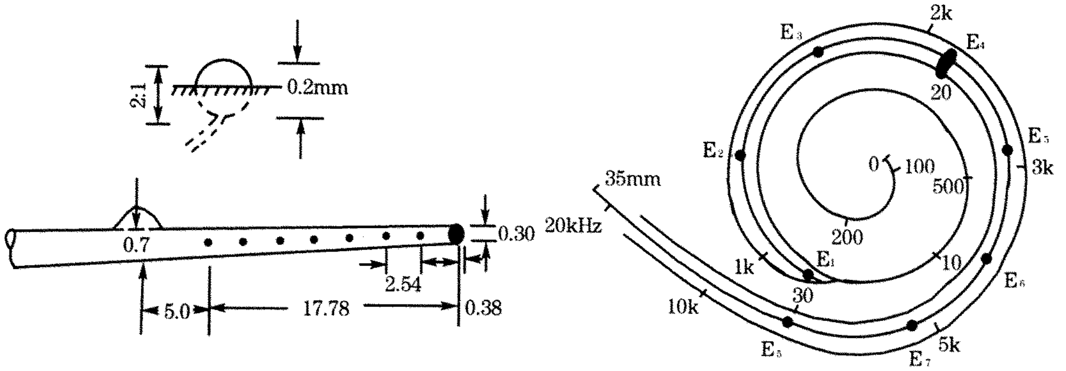


图 6－20　鼓阶内部 8 个电极的分布（参考电极位于乳突区）

0.43mm²。电极组的机械性能为柔软而光滑，手术时能插入耳蜗 23mm 左右，全部电极的分布与 800～9000Hz 的频率范围相对应。在整个电极系统中，参考电极位于患者乳突部，以构成刺激电流的闭合回路。

第十一节　人工耳蜗的临床效果和展望

一、人工耳蜗植入的病例选择

人工耳蜗在病例的选择上目前应考虑下列特征：

1. 年龄 18～74 岁。几个研究中心把年龄提早到 2 岁左右。如 House、Chauard、Burian、Banfai 等。除 House 均以蜗外埋植为主。

2. 双耳全聋，语后聋者。言语三频率或所有频率纯音听阈在 95dB 以上仍为各研究中心的一个标准。

3. 助听器试验无帮助或效果不如人工耳蜗预期效果者。

4. 鼓岬电刺激试验或圆窗电刺激试验仍为许多研究中心的术前常规。

5. 一般健康状况良好，精神状态正常，情绪稳定，动机纯正者。

6. 客观测听检查，包括耳蜗电图及镫骨肌反射检查，以排除外功能性聋。

7. 电诱发脑干听觉反应，一般常用于小孩和语前聋成人；有些研究中心强调用此法估价耳蜗神经功能残存状况作为选择病例的一项指标。用远较阈值为大的响度电流在圆窗处刺激比在鼓岬处刺激效果好。

8. 作耳蜗断层相或 CT 扫描。

9. 初选合格者尚要进行全面听力检查，包括言语听力试验，最低听觉能力（MAC）全套测试，其中有些资料乃为术后对照研究使用。

二、临床效果

目前世界上应用的人工耳蜗已有十来种，由于术后采用的测试方法，标准及病人的语言交往不同，其术后临床效果很难进行对比。但为了说明人工耳蜗术后的临床效果，只能作些简要的对比。

（一）Schindler UCSF – STORZ 型人工耳蜗

该人工耳蜗为一种 4 导自动言语合成器一类的处理器装置。1985 年开始，已用于 10 列病人，效果满意，其中 8 人仅依靠人工耳蜗，未加训练，即可达到识别部分开放言语（open speech）的程度，并随着时间的推移继续提高言语接收水平。经测试，10 例病人的 CID 句子唇读正确率平均得分从术前的 36% 提高至术后的 58%，6 周后达 63%；5 例病人的 CID 句子跟随试验，从术前的 28 字/分钟提高至术后的 46 字/分钟，6 ~ 8 周后，达 56 字/分钟；7 例病人 5 人辅音 – 元音 – 辅音词中 F_2 元音识别率术后的平均正确率达到 73%。

（二）Hochmair – 维也纳 – INTRACOCHLEAR 型人工耳蜗

该研究中心 1975 年开始人工耳蜗规划，当时用 8 导，1978 年改用 4 导。它能对不同的编码方案进行比较，因每个电极导都能用带宽高达 20kHz 的任何信号同时驱动。这种人工耳蜗装置的设计比较简单，其中智能部分和复杂的系统建在外处理器中。现用的声处理器可把输入的信号分成几个频带，先将频带压缩，然后再给予不同程度的放大。把带宽为 100Hz 到 5000Hz 左右的整个信号输送给人工耳蜗的一根电极。这种 4 导的人工耳蜗与一种模具制成的鼓阶电极相连，后者是由 4 根单极电极组成。4 个射频接收器/解调器安排在两个圆盘内，分别用 12kHz 和 31kHz 载波频率经皮肤传递信号。这种人工耳蜗只使用四导中的一导，即声处理器只刺激 4 根电极中识别言语最佳的一根。结果，1979 年有两例病人不加唇读便能听懂开放言语，达到了实用水平。该研究中心另有一种单导的蜗外型人工耳蜗，用于纯音听阈为 85dB、残余听力较好的病人。由一个射频接收器/解调器驱动一对蜗外电极。球形的刺激电极放在圆窗凹内。使用模拟信号，刺激频率在 30 ~ 15Hz。其中 100Hz 的低频用 20dB，2000Hz 高频用 10dB 能把刺激强度维持在动态范围内并诱发出音感。有一例胆脂瘤手术后面神经暴露的病人，用这种蜗外人工耳蜗，刺激频率为 10000Hz 时有刺痛感。休息 1 月后再用，虽然刺激量未放大到希望的程度，但不加唇读就能开始听懂开放言语，刺痛感也有改善。自 1979 年到 1985 年共 56 人埋植了电极，其中 31 例为蜗内电极，25 例为蜗外电极。经过康复训练和 3 个多月的使用，就有 60% 的语后聋病人不加唇读便能听懂一定程度的开放句子和词。65% 的病人在人工耳蜗的帮助下比单靠唇读的言语识别力有明显的提高，不加唇读就能听懂开放言语的大部分是蜗内电极的病人，而且都是语后聋者。该研究中心于 1987 年报道称，已

有75%的语后聋病人获得了上述效果。

（三）Clark－墨尔本－Nucleus型人工耳蜗

墨尔本采用的是一种按特征提取和听觉生理方案设计的处理器，声音经话筒送进外携的处理器。信号在其中经过滤波和共振峰提取，再传至容纳在一个数字储存器中的规划图中，在此进行电极、电流幅度和刺激率的分配和编码。然后用一射频信号通过皮肤送至埋植的接收器/刺激器。信号解码后的刺激22根电极产生言语样声音。该研究中心原先设计的处理器只提取基频（F_0）和第二共振峰（F_2），新近的处理器还提取第一共振峰（F_1），结果临床效果明显提高。在100例中已有40例完成术前、术后的对比测试，其中23例用F_0、F_2处理器对CID开放句的平均得分率由术前用助听器时的0.1%达到术后3个月时的16.2%，一年后达39.7%；7例病人用F_0、F_2和F_0、F_1、F_2两种处理器，前者平均得分率为30.4%，后者平均得分率为62.9%；4例病人对连续言语的跟随率，F_0、F_2处理器每分钟平均为11.75字，F_0、F_1、F_2处理器每分钟平均为30.5字。有些病人并获得了电话言语接受能力。由上所述显示了F_0、F_1、F_2型人工耳蜗的高效益，其中个别病人对开放CID句子的正确识别率达到90%和100%。另一例能讲英语和华语的外籍华裔病人对英语CID句子和华文译句的识别力都很好。英语得分正确率67%，华语正确率为84%，说明华语识别能力更为好一些。临床试验也证明不加唇读即能听懂相当数量的华语对话。

Clark－墨尔本研究中心有一诊断和编程序的装置（diagnostic and programming unit，DPU），用它能向每根电极发测信号以确定电极的阈值和舒适响度。当各电极的响度齐平后，可用它校对各电级的音量级。用DPU储存在病人资料记录盘上的心理物理资料，能被记录在病人处理器中的一个能擦掉又能编程序的只读储存器硅胶集成电路块上，制成病人的言语处理器资料图。待供振峰提取出来后，正确的电极刺激参数在几毫秒内即可选出。正常情况下，病人的心理物理资料的搜集和言语处理器的资料图的程序编排，可在第一次测试课时完成。听力学家就可对病人进行康复训练工作。有不少的语后聋病人在第一次测试课时就能识别相当数量的人与人的当面对话。

康复训练一般在术后2~3周是即可开始进行。

（四）Chouard－巴黎－Chorimac12型人工耳蜗

这种人工耳蜗出现于1973年，当时采用多导的插座式人工耳蜗。病人术后不加唇读就能识别言语，但因感染问题于1976年改用外发射体及高频驱动的人工耳蜗。在处理器中滤波器将输入模拟信号分成12个信道。电极改成硅胶载体的12导电极，由圆窗插入鼓阶深达18mm。由处理器输出的信号经天线发送给埋植于耳内的接收器，主要用于儿童。几十年来共做几百例，术后病人能容易地识别环境噪声、韵律、唇读能力明显增进，不加唇读也能识别语音和曾接触的单音节词；有些后天聋患者还能识别许多句子。

（五）Eddington－盐湖城/波斯顿－INERAID 型

Eddington 研究中心十几年来在电刺激听神经方面做了许多有意义的基础和临床研究工作，研究出 4 导模拟言语处理装置。即将输入的模拟电刺激信号经过放大，自动增益控制分别传递至 4 个处理信道。每个信道又设有增益、带通滤波和电压－电流转换装置。输出的信号经电感耦合传输至鼓阶电极。该研究中心以此装置为基础，用不同的编码方案对两例病人进行了试验，结果差别明显，证明了多导装置是今后研究的正确方向。

（六）Barfai－德国－EXCO/6P 蜗外人工耳蜗

德国科隆研究组研制的 16 导蜗外型人工耳蜗结构复杂，技术先进。认为中鼓室内壁是信息传入耳蜗的理想途径。电极不埋入耳蜗以免损伤听神经。此种人工耳蜗装置分硬件、软件和电极三部分。硬件为话筒、前置放大器、16 导滤波器库。人工耳蜗的芯片是一个 8 比特信息微处理机，指令滤波器库对信号进行频率分配，然后借助模/数转换器和两个多路输出选择器把双极脉冲刺激分别传输给选定的电极对。软件是制定的言语信号加工处理程序。把按程序取得的电刺激参数储存于储存器中。言语编码的步骤是根据每个病人具体材料分别选择制定的，不需要更动硬件。所有各种程序和人工耳蜗操作的必要资料均存储在可编程序的只读存储器内。电极共 16 根，其中 14 根安装在一个接触板上。各电极头一一突出在接触板的鼓室面板上。接触板的外侧面是电极线。分别固定在上鼓室和上鼓室内。术后也用一种类似墨尔本研究中心用的 DPU 装置测试各电极的功能，选择正确的电刺激参数，然后进行康复训练。临床试验证明，使用蜗外人工耳蜗于 100 例病人，其中语前聋 66 例，语后聋 34 例，术后多数病人感到满意。其中 4 人能对话并能打电话；但也有 23 人仍然听不见。6 人取出了植入的人工耳蜗。

（七）北京协和医院—PUMC 人工耳蜗

于 1978 年开始研究，1980 年开始临床埋植。当时采用的是单导插座式人工耳锅，电极为双导（4 根）和 4 导（8 根）两种，临床效果满意。采用多导电极目的有二个：

1. 选择病人认为最佳的一导作为刺激电极；
2. 多导刺激制成后，不需要更动电极即可变成多导人工耳蜗。

三、康复训练与疗效估价

人工耳蜗病人术后均需经过刺激器的装置调试、效果估价和康复训练阶段，一般术后 2～3 周即开始配戴外刺激器和听觉调试，然后进行听力测验并根据听力水平分组进行康复训练。

术后听力训练非常重要，要争取尽早开始，但目前各研究中心并无统一规划。

听力测试和康复训练的材料基本一样，主要有：

（一）最低听觉能力的全套试验（MAC）

主要包括辅音、元音、音韵、单音节词、双音节词、扬扬格词、环境声、短句和句子等材料，分别在开放和关闭状态下以及纯听觉、纯视觉和二者并用状态下的测试和训练。

（二）言语跟随试验

选一段材料念给病人听，让病人跟随重复，测试病人的听、说能力。CID 句子试验是一般句识别试验的一种。

目前，各研究中心均有训练课程。一般是按难易程度将听觉测试材料加以适当编排。训练时间长短不一。病人在进行首次训练后分别于 3 个月、6 个月、1 年后再进行复查，个别研究中心还安排了交往训练。值得注意的是，如今的训练强调音节、音韵、辅音、元音及字和句子等的听力训练有余，而对听觉缺陷致残的全面康复措施考虑不足。把几十年来使用助听器的康复经验和措施考虑进去以制定康复方案可能会收到更好的训练效果。下面介绍国内人工耳蜗植入后典型的听力训练的基本方法和效果。

有 14 例语后全聋病人植入了插座式人工耳蜗。其中 12 例电极组系经圆窗植入鼓阶，2 例植于耳蜗外部。

人工耳蜗植入后 2～3 周病人开始戴用单导模拟式声电刺激器。初戴时，病人无法听懂语意，但可分辨言语的节奏感，以后逐渐可分辨一些歌曲旋律。

电极组有 4～8 根电极，在开始听力训练前需请病人选择一对音调失真小、音感舒适的电极。确定以后不要轻易变动。选择日常生活中常用的 200 句短句作为听力训练的教材并录制成磁带。由录音机反复播放。病人每日学习 2～3h。为保证学习时间，所有患者均住院 1～3 个月进行听力训练。

训练后发现 14 例病人的听力训练效果差别很大。2 例耳蜗外电极病人的效果很差，只能听到环境声。听力训练后仍不能识别短句。其余的 12 例病人训练后短句的正确识别率可以达到 50%～95%。

值得注意的是，多数病人有一定的双音节词识别能力。但普遍反映孤立的词组较短句难学。由于目前人工耳蜗尚不能直接理解言语，可结合唇读教学。可请聋校教师编写课本并制作录像。在播放唇读教材时也令病人同时使用人工耳蜗进行听力训练。每位病人学习唇读 15h 左右，在 5 例病人中有 2 例可以通过人工耳蜗及唇读作日常对话。其余 3 例稍差，这可能与病人所用方言、学习认真与否及记忆能力等因素有关。

为了解人工耳蜗的言语识别率并与唇读作一比较，对 5 例病人进行了测试比较。测试材料为从 200 句短句中任意选择的 20 句和用 200 句短句中的词重新组编的 40 句短句二种。分别以录音机播放和人语言朗读。测试结果发现个别病例经过学习

的 20 句短句单用人工耳蜗正确识别率为 85%（播放录音）；单用唇读识别率为 60%，人工耳蜗与唇读并用为 100%，重新组合成的 40 句，单用人工耳蜗正确识别率为 95%。

单纯人工耳蜗的元音和辅音识别测验发现，先用了 a、i、u、e、o 等五个汉语单元音及 12 个辅音与元音 a 的拼音。用人语音朗读，不经训练，不让病人看到发音者的唇部动作，其元音识别率为 64%，辅音识别率为 8.2% ~ 34.9%。这说明人工耳蜗对元音尚有一定的识别能力。病人反映［I］音质尖细，而［u］声音粗大，可藉此分辨不同的元音。

由此可见，人工耳蜗所诱发的电听觉与正常的听觉很不相同，它对低频电刺激的阈值低，对高频的阈值高，在频率辨差方面 500Hz 时需相差 90 ~ 100Hz，1000Hz 时约需 150Hz，2000Hz 时需 220Hz。这与正常人调频感受阈相比相差 100 倍左右。与此相反，人工耳蜗对声强的变化则极为敏感，强度辨差阈为 0.2 ~ 0.6dB。由于各频率的阈值不同，不同频率所诱发的音感在强度上也各不相同。电刺激强度的变化也会产生音感性质上的改变，因此人工耳蜗的失真是严重的，直接经单导人工耳蜗理解言语是很困难的。当然人工耳蜗可以辅助唇谈，特别是对唇读不易分辩的四声变化和清浊辅音的鉴别很有帮助。合并应用人工耳蜗和唇谈时言语识别率可达到 95% 即是例证。另外，2 例耳蜗外电极植入的病人能听到环境声，但电听阈大大超过蜗内电极植入的病人。他们即使经过听力训练也很难识别短句。这就是说，电极应尽量靠近听神经纤维。实验证明，鼓阶是电极组植入的较为理想的通道。

四、人工耳蜗的展望

近 60 年来人工耳蜗技术有了很大的发展。一些用助听器无效的病人，埋植了人工耳蜗后唇读能力都有显著提高。有些多导人工耳蜗病例尚能识别一些开放言语。这一成就，消除了认为人工耳蜗不起作用的议论，但也不能否认目前人工耳蜗的水平均距离恢复全聋人实用听力的目标还有相当大的距离，但是前途是乐观的。今后如能在基础理论的研究，临床实践的探索，微处理编码技术以及电极制作新工艺等方面有较高发展时，将为生产更理想的人工耳蜗开辟道路。

近年来言语刺激在听神经中的编码知识有了很大发展。但仍有很多方面缺乏认识。例如螺旋神经节中的无髓纤维系统的活动规律。刺激 I 型神经元使三种无髓纤维以三种不同形式的活动和规律等等。由于许多问题不了解，所以用电刺激听神经产生正常神经活动的希望不会马上实现，目前只能把有丰富内容的神经正常活动模拟成一种粗糙的、变形的状态。此外也不可能制出一个所有病人都合适的编码方案，因为除人工耳蜗本身外，聋病耳本身的许多因素均影响人工耳蜗的作用和效果，且彼此相互影响，因而给人工耳蜗性能的提高带来了困难。值得注意的是，人工耳蜗的合理设计方案应是便于改进和更新者，人工耳蜗的部件也应便于更换，因

为其中某些装置容易失灵，必须及时更换。此外，驱动系统也应能随着外驱动系统装置的改进而加以修改。这样的方案有利于已经作了埋植手术的病人在以后的研究取得了新成果时便于进一步提高其听力功能。

第十二节　助听器和人工耳蜗的维修

助听器和人工耳蜗是帮助有听力障碍者改善听力或重建听力的必备器具，是患者从事工作和学习所必须具备的条件之一。一旦出了故障患者应能及时维修，小的故障应能及时排除，大的故障应由专职人员进行维修。否则将会贻误工作和学习，或给患者生活带来不便。

一、常见的助听器故障

（一）助听器没有声感

出现这种故障的原因可能是：

1. 电池耗竭

可更换新的电池。一般盒式助听器采用 AA（5 号电池）；耳背式助听器采用 675 汞电池。耳内式助听器采用 13 电池；耳道式助听器采用 312 电池。上述电池型号均为国际通用标号。最近 675、13、312 亦有锌汞电池，其寿命比汞电池长，故目前多采用锌汞电池。

2. 电池夹子被腐蚀损坏

因为汞电池内有液态水银，使用时间长后水银柱可溢出，对助听器产生腐蚀膨胀作用，如不及时取出电池，电极板会被腐蚀损坏。

3. 导线断裂，电路不通

多发生在盒式助听器的耳机引线部分，由于长期弯折、保护不当，将会造成导线断裂。

4. 电路元器件损坏

主要发生在分立元件的盒式助听器的电路部分。多为放大管失效，或耦合电容变质等，从而造成电路不通，助听器失去放大作用。

5. 电池极性弄错

多发生在初戴助听器的耳聋患者，没有弄清楚电池的正确安装方法，而把电池极性弄错，助听器不能工作。而误认为助听器“坏了”。

6. 驻极性话筒摔坏

多由于使用者不慎而将驻极式话筒摔坏，使声电转换无法进行，助听器无法工作。

7. 眼镜式助听器的引断裂线

眼镜式助听器包括气导助听器和骨导助听器，其镜腿很长，引线自然要长，使用时如不小心极易损坏，尤其是骨导助听器，其眼镜架脚分成二部分，前部装有传声器、放大器以及各种调节器，后部装有电池、放大器和骨导受话器。故引线较长，弯折处较多，极易损坏。

（二）助听效果时有时无，声响不稳定

造成这种故障现象的原因可能有：

1. 导线有隐患断裂现象

这种隐患导线断裂多发生微型耳机的引线部分，由于长期使用、保护不善，常会造成导线隐性断裂，引起声音时有时无。

2. 电池极板的接触不良

一般多为电池夹松动造成电池极板接触不良，以致影响助听器的助听效果。可取下电池夹重新固定。

3. 电路中有虚焊点

电路中有虚焊点，使电路不能正常稳定工作，影响助听效果。

4. 耳膜配置不佳

（1）出现声反馈：对于使用耳背式助听器的耳聋患者，由于选用Ⅰ类耳膜，其外耳道内只放一小管，小管外仅有少量塑料，这时耳廓及外耳道是全开放的，声音进入无阻挡，保留了外耳道及耳廓的共振作用。若这时患者把助听器的增益开得太大，将会产生声反馈。

（2）言语识别下降：对于不是轻中度－中度聋（听力损失 30～55dB，听力级）患者，若选用Ⅱ类耳模，由于耳模外耳道保留了很大的空隙，造成半开放式，其声增益比工类耳模大，正常语频中一部分高额成分被削去，外耳道共振峰从 2700Hz 移到 2000Hz，使患者言语识别率下降。

（三）啸叫

产生啸叫故障原因可能是声音从耳背式助听器的传声器经小管到耳塞传至鼓膜，有一部分声音逸出，若强度稍大则一部分逸出的声音又返回到传声器，再经助听器放大又传入耳内，如此反复的结果使啸叫声增强。若患者佩戴耳膜即可防止大的声漏，避免发生反馈啸叫。

（四）音质不佳

患者感到佩戴助听器后的音质不佳的原因可能是由以下几种原因造成的。

1. 音调调节不当

如患者使用盒式助听器，由于胸壁的声学板障作用，能使低频上升 10dB，高频下降 10dB。这时患者应将音调调节旋钮旋至 H（高音）处，否则将会出现高频下降，低频上升，音质发闷，言语不清，造成分辨率下降。

2. 耳模使用不当

对于有重振现象的患者，配用耳模应使其外耳道部分短些而气孔大些，因为重振病人的特点是声强增加不多而响度却提高不少，也就是说，重量振病人不需很大的增益。正确的调整是，患者应将助听器的最大输出降到最小一档（$< 110dB$），再调节音量控制旋钮，并且放到最小部位，使助听器只能听到较小的声音，避免把耳道塞紧，产生低频增强，影响音质。为此可将传音的塑料管远离鼓膜，这样可使低频下降，改善音质。

3. 中频阻尼措施不佳

若中频阻尼措施不佳，将会引起频响不均匀。为此可采用海绵、棉花等放到传声的塑料管中，利用声阻尼消除其共振峰，使整个频响均匀提高。

4. 高频增益不够

一般可利用号角原理，将声源到鼓膜之间的管道做成喇叭形，由细到粗，可使高频增益提高。音质得到改善。

（五）不适应

产生这种不适应的主要原因来自心理障碍，一般主要是：

1. 缺乏必要的知识

病人对助听器的原理和使用常识缺乏最低的了解，往往不能识别助听器的标号，更不会调节使用，一旦使用不当，患者就束手无策，出现烦躁埋怨不适应的情绪。

2. 患者主观猜疑

实践证明，不要主动地向患者介绍助听器的各种缺点和各种可能出现的问题。以防止病人胡思乱想主观猜疑，影响患者对助听器的适应。

（六）助听器性能下降或损坏

造成助听器性能下降或损坏的主要原因可能是：

1. 病人对助听器原理一无所知，随意乱拆乱折腾，而不交给专职人员维修。

2. 患者睡前不将助听器取下，关上开关，电池盒也不打开。这样一来，电池继续消耗，有时还会产生啸叫声。听电话时应把耳机放在助听器附近，要适当移动耳机寻找听电话声的最佳位置，才能获得最佳助听效果。

3. 患者不注意防湿、防潮，以致造成助听器部分零部件变质或损坏。

二、常见的人工耳蜗故障

（一）电极插座感染

因为从处理器输出的信号要经过皮肤上的电极插座直接连接才能把信号传入电极。这样一来，在电极插座周围皮肤处理不好极易发生感染。解决感染的最好方法

是采用间接方法将信号传入电极。

（二）手术创伤

因为螺旋韧带距圆窗缘约 0.2mm。该处若手术操作过多，损及螺旋韧带会引起神经组织退变。从圆窗至鼓阶内 10mm 的一段管腔较直，再往内即变成弯曲形状，而且弯曲程度逐渐加大。这样一来，手术时电极头通过第一弯时，最易造成骨螺旋板骨折，基底膜穿破，甚至电极穿过鼓阶进入前庭阶。若插电极时造成创伤，则将引起蜗内纤维组织增生，新骨形成和神经纤维以及神经节细胞的退行性变，其结果是人工耳蜗埋植后其听力重建也不能实现。

（三）电刺激损伤

若电荷密度超过安全数值进行长期电刺激将会带来电刺激损伤，影响利用人工耳蜗进行听力重建效果。

第七章　红外线探测器

红外技术作为一门新兴的边缘学科，近三十年来发展迅速。现已广泛地应用于军事、工农业生产以及医学和其他科学研究的各个领域。尤其是在医学领域中，利用红外技术可以精确地测定体表大面积温度的细微变化，可以通过热图像研究疾病的规律，现已发展成为一种新的科学诊断方法。

本章主要叙述红外线的基础知识，介绍红外线探测器，红外线摄影以及红外线诊断的原理。

第一节　红外线的基础知识

实验证明：任何物体，当其温度与环境温度失去平衡时，该物体就要发出或吸收辐射能。这种辐射能实质是某些波长的电磁波，而温度较低的物体发出的辐射能，主要是发射人眼看不见的长波—红外线。根据量子理论，辐射能的物质基础，是由不连续的能量最小单位的个体量子所组成。而量子能量与其频率成正比。即

$$E = hf$$

式中：E 为量子能量

h 为普朗克常数，为 6.624×10^{27} 尔格/秒

f 为频率

从上式中可以看出，频率越高，则量子能量越大。

根据普朗克黑体辐射定律，我们知道，物体辐射的能量与波长（λ）和绝对温度（T）有关，即

$$E(\lambda, T) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{nc/\lambda KT} - 1}$$

式中：E（λ，T）为辐射能量分布函数

k 为波尔兹曼常数

C 为光速

e 为自然对数的底

众所周知，人是属于恒温动物，能维持一定的体温，从物理学的观点来看，人

体就是一个天然的红外辐射源。人体的辐射能量可用下式表示：

$$W = \varepsilon\sigma T^4$$

式中：W 为人体每秒每平方厘米辐射的能量，单位是瓦

E 为人体皮肤的辐射率

σ 为斯忒藩常数

从上式可以看出，人体辐射功率 W 与皮肤的绝对温度 T 的四次方成正比。

当辐射能投射到物体表面上时，物体能够吸收一部分能量，一般我们把物体吸收的能量（B）与投射的能量（J）的比值称做物体的吸收率（absorbing Power），以 a 表示，并以 a_λ 表示对应波长 λ 的辐射能的吸收率，即

$$a = \frac{B}{J}$$

$$a_\lambda = \frac{B_\lambda}{J_\lambda}$$

通常把能够吸收全部投射能量即（$a = 1$ 和 $a_\lambda = 1$）的物体叫做黑体，一般的烟黑和铂黑都接近于黑体。

基尔霍夫概括了物体的发射本领和吸收本领之间的关系，得出了著名的基尔霍夫辐射定律，揭示了吸收率较高的物体发射本领也较强，而表面粗糙的黑色物体的发射本领比表面光滑的白色物体的发射本领要高。一个物体对某些波长的吸收较强时，对这些波长的发射也较强。

根据维恩位移定律，可以得到黑体热辐射光谱中能量最大的波长 λ_m 与黑体的绝对温度 T 成反比，即

$$\lambda_m = \frac{b}{T}$$

若波长的单位为微米，温度用绝对温度，则常数 $b = 0.2898\mu m°k$；

这个定律表达了 λ_m 随着绝对温度 T 的增加而向短波方向移动的规律，即物体辐射能的最大值（λ 最大值）的分布，随着绝对温度的增加而向波长短的方向移动。

图 7－1　给出了一般黑体热辐射的能量分布曲线。

通常的正常人与绝对温度 310°K 的黑体辐射本领相似。因为人的正常体温为 = 310°K，由维恩位移定律可以算出，其 $\lambda_m = 9.33\mu m$；这就说明，由于人体温度低，辐射能主要在红外线长波部分，即人体热辐射能量最大的波长在远红外区。其波长范围在 5 ~ 50μm 之间，其中 8 ~ 14μm 占全部人体辐射能的 46%。不论人的肤色如何，一般皮肤的辐射率都近似等于 1。由于人体皮肤温度受人体热辐射的影响，一般活皮肤辐射率的数值变化较大，甚至超过 1。例如乳腺癌时，病变部皮肤辐射率就大于 1，这是因为在活皮肤中，穿过皮肤表层或外层有着较大的温度梯度的变化，因为皮肤是人体温度的辐射器，是散热的主要场所，人体散热主要方式是通过皮肤的热辐射。至于传导、对流和蒸发的作用，都较次之。尤其是在室温低于体温时，

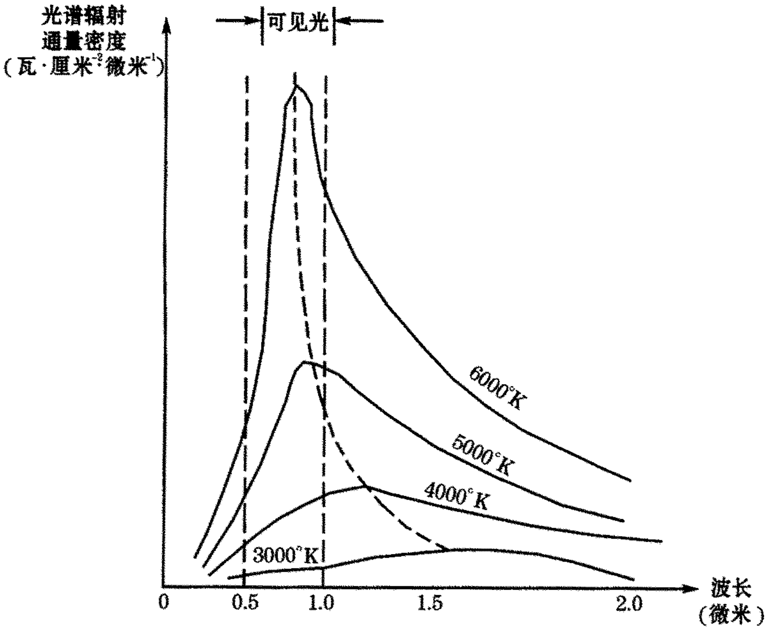


图 7－1　黑体热辐射的能量分布曲线

更是如此。

由于人体不断地向周围空间辐射着红外能量，当人体患病或某些生理状态发生变化时，这种全身或局部热平衡受到破坏或影响，在临床上就表现为组织的温度升高或降低。利用红外辐射照相原理，进行温差摄影，也称热图术，可以在空间上和时间上连续地测定和观察体表面积的温度变化，这样就可以无创伤地通过探查人体辐射能的变化，研究疾病的规律，利用红外技术进行科学诊断。

第二节　红外线探测器

红外线探测器是一种把红外辐射转变成另一种便于测量物理量的器件。一般的红外探测器总是把红外辐射能转变成电能。

红外探测器一般分为二大类：即光电红外探测器和热敏红外探测器。

为了便于说明红外探测器的工作原理，下面介绍一下红外探测器的几个主要特性参数。

1. 响应率 R

通常把红外探测器的输出电压与红外辐射功率之比，称为响应率，即

$$R = \frac{U}{P}\ (V/W)$$

式中：U 为输出电压（V）

P 为红外辐射功率（W）

在测量红外探测器的响应率 R 时，测量条件有如下规定：

①辐射源用黑体辐射，一般规定为 500k 的黑体辐射。

②入射辐射的强度要首先进行正弦调制，以便在红外探测器的输出端得到按正弦规律变化的输出电压。

③输入的辐射功率与输出的电压，都取均方根值。

④输出电压是指其开路电压。

⑤输入辐射功率的大小，选择在与输出电压成正比的线性段。

故在给出红外探测器的响应率时，应指明辐射源的黑体温度，或某一单色辐射的波长和正弦调制的频率，其他条件不必指出，但测量时必须遵守。

2. 响应波长范围（或分谱响应曲线）

图 7－2 给出了两种典型的红外探测器的分谱响应曲线。用以说明红外探测器的响应率与入射辐射的波长有一定的关系。

图 7－2（a），表明热敏探测器的分谱响应曲线，说明在测量范围内，响应率与波长无关。这是因为热敏探测器是利用物体受到红外辐射的热效应，使探测器的敏感无温度升高，因此对于各种波长的红外辐射，只要功率相同，则对物体的加热效果也相同，因此热敏探测器对于入射辐射的各种波长基本上都具有相同的响应率。故这种类型的探测器，也称为无选择性红外探测器。

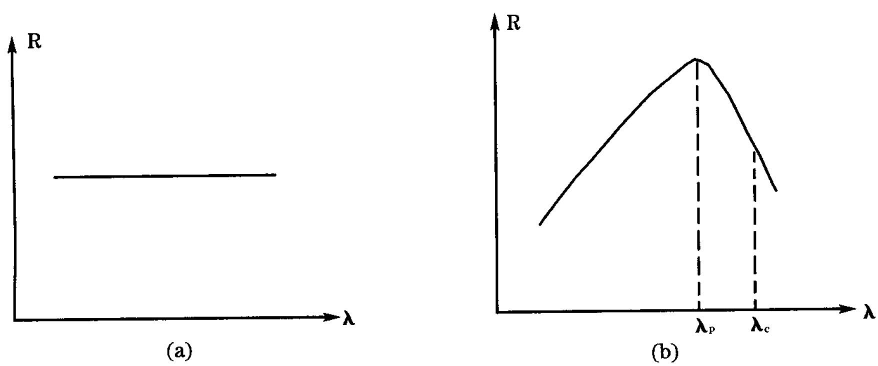


图 7－2　两种典型的红外探测器的分谱响应曲线

图 7－2（b）是光源电控测器的分谱响应曲线。由图中曲线可知，当 $\lambda = \lambda_p$ 时，$R = R_{max}$；当 $\lambda < \lambda_p$ 时，随 λ 的增大，而 R 缓缓下降；当 $\lambda > \lambda_P$ 时，随入的增大，而响应率 R 迅速下降。通常把 R 下降到峰值 $R = R_{max}$ 的一半时所对应的波长，称做截止波长 λ_c，也称为响应的长波限。说明红外探测器所使用的波长，不得超过 λ_c，否

则响应率 R 迅速下降，这是因为每一种半导体材料都只能对某一波段有响应，都存在一个长波限 λ_c，即

$$\lambda_c（微米）=\frac{1.24}{E（电子伏）}$$

式中：E 为禁带宽度

当 λ 射辐射的光子能量 $hf=\frac{hC}{\lambda}<E$ 时，则不可能激发出载流子，而当 $\frac{hC}{\lambda}\geqslant E$ 时，则入射辐射的每个光子都能激发一对或一个载流子。实际上还有其他因素的影响，使光生载流子还有一些损失，使曲线出现一个峰值。由此可知，光电探测器是以光子为单元而起作用的，并且存在一个长波限，故这类探测器也叫做光子探测器。

3．噪声电压和噪声等效功率

由于红外探测器的内部物质结构不可避免地存在噪声，例如，光子噪声、散粒噪声和复合噪声等，这些噪声是起伏的，人们把由此所引起的输出电压，取其均方根值，而把这个均方根电压称做探测器的噪声电压。

如果投射到探测器上的红外辐射功率所产生的输出电压正好等于探测器本身的噪声电压，这个辐射功率一般称做噪声等效功率，用符号 NEP 表示。

4．探测率 D^*

通过实验，发现大多数的红外探测器的 NEP 都与面积 A 的平方根成正比，与带宽 $\triangle f$ 的平方根成正比。现在取 NEP 与 $\sqrt{A\cdot\triangle f}$ 的比值，以便归一化，再取其倒数叫做探测率，以 D^* 表示，即

$$D^*=\frac{\sqrt{A\cdot\triangle f}}{NEP}$$

由上式可知，D^* 数值愈大，表示探测器的性能愈好。

一般在表明一个红外探测器的探测率时，应指明辐射源的性质，调制频率和放大器的带宽，其写法是：D^*（辐射源，调制频率，带宽），例如 D^*（500K，800，1），即表明是以 500K 黑体作辐射源，调制频率为 800 赫，放大器带宽为 1 赫时的探测率。有时也用响应峰波长的单色辐射作辐射源，则单色探测率应写成：D^*（λ_p，800，1）。

5．响应时间（或称时间常数，或弛豫时间）

实际上，当一定的功率辐射照射到探测器上时，需要一定的时间才能使输出电压达到某一稳定值，反之，若突然除去辐射，则输出电压也要经过一定时间才能恢复到原来的数值。一般情况，其上升和下降所需时间相等，人们把这一时间称为响应时间或弛豫时间，也有称为时间常数。

红外探测器还有一些其他特性参数，如探测器的工作温度、敏感元的面积等，这里就不一一叙述了。

上面叙述了红外探测器的几个主要特性参数，下面分别叙述红外探测器的工作原理。

一、光电红外探测器

光电红外探测器，一般分为二种：一种是光电导型红外探测器，它是基于辐照均匀的半导体时，将引起电导率增加的光电导效应；二是光生伏特型红外探测器，它是基于辐照半导体华 P–N 结产生电动势的光生伏特效应。现分别叙述如下：

（一）光电导型红外探测器

如图 7–3 所示。其中 R_1 是一块半导体的电阻值，R_L 为负载电阻，E 为直流电源。

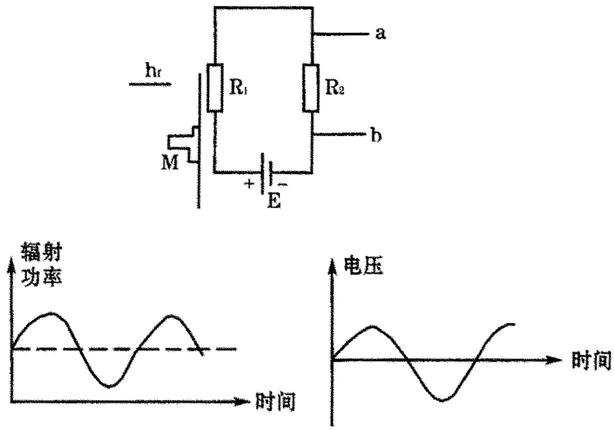


图 7–3　光电导型红外探测器的原理图

当半导体受到辐射时，电导率增加，电阻值 R_1 下降，则在 R_L 两端 a、b 的输出电压增大，这个电压增量的大小与入射的辐射功率相对应。现用调制盘 M 对入射的辐射功率进行调制。例如进行正弦调制，只要正弦的频率不太高，探测器的响应跟得上这个变化，则输出电压将是一个具有同样频率变化的正弦电压。

对于微弱的红外辐射，一般是先进行辐射调制，使输出转变成交变电压，便于放大，记录和显示。图 7–3 中半导体块，包括本征激发的和杂质激发的，都可做成光电导型红外探测器。

在实际应用时，为了提高探测器的探测率，常把探测器的敏感元放在低温条件下工作。例如医用热像仪（thennograph）中的探测器，使用 HgCdTe 探测器，即用液氮或液氢保持在 7°K 以下，使得半导体材料的载流子浓度尽量降低以提高探测率。

一般体表的热辐射，能够在探测器中引起几十到几百微伏的电讯号。

（二）光生伏特型红外探测器

光生伏特型红外探测器也称 p–N 结探测器。它是利用本征半导体上形成的 p–N 结构成的，入射光子使其产生电子空穴对，然后被结上的电场分开，从而产生光

电压，如图 7－4 所示。

光生伏特型探测器具有如下特点：

1. 其少数载流子在扩散到 P－N 结之前，可能复合。所以一般使 P－N 结做得很靠近光照面，使少数载流子还来不及复合，就已扩散到 P－N 结，这样可使光伏型量子效率接近光导型的量子效率。

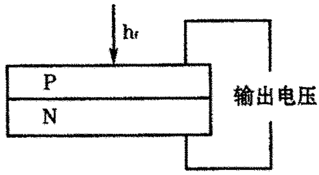


图 7－4　光生伏特型探测器示意图

2. 光激发载流子的过程是瞬时的，即当这些载流子扩散到 P－N 结，立即被电场扫过 P－N 结，形成一个与入射辐射的功率相对应的输出电压，因此，少数载流子从表面扩散到 P－N 结所需要的时间就是光伏型探测器响应时间。

3. 光生伏特型探测器的噪声电压，主要是由载流子穿越 P－N 结时形成的，其数值是起伏的，因而造成所谓散粒噪声。

图 7－5 示出了光生伏特型探测器的曲型零欧姆伏安特性曲线。

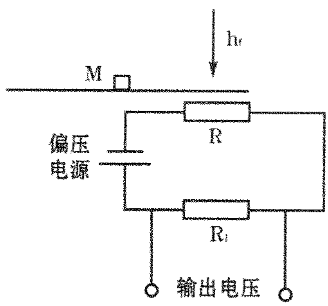


图 7－5　伏特型零欧姆伏安特性曲线图

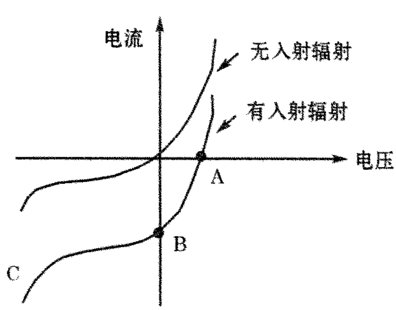


图 7－6　伏特型零欧姆伏安特性曲线图

从图 7－5 的曲线可以看出，探测器的工作点有一个很宽的选择范围。若探测器要工作在高阻抗区，则相当于工作点取在 A 点的位置，这时探测器处于开路电压状态；若工作点取在 B 点，则相当于探测器工作在低阻抗区，即工作在短路电流状态，一般光伏型探测器都是处在加反向偏压的条件下进行工作，如图中 C 点所示。光伏型探测器同样也可工作在图 7－6 电路中，这样只需适当地选择反向偏压的数值，在散粒噪声为主要噪声的条件下，可获得最佳信噪比。

光伏型的探测率，其理论推导公式为

$$D_\lambda^* = \frac{\lambda p\eta}{\sqrt{2}hc} \cdot \frac{e\ (AR_o)^{\frac{1}{2}}}{\sqrt{KT}}$$

式中：e 为 1.60×10^{-19}库伦

K 为 1.38×10^{-23}焦渡

T 为探测器的工作温度

A 为 P－N 结的面积

R_0 凡为 P－N 结的零偏压电阻

由上式可知，欲提高光伏型探测器的探测率，必须想法提高量子效率 η 和 P－N 结的零压电阻 R_0，而这两个量都与原材料和制造工艺有关。

二、热敏红外探测器

热敏红外探测器是利用红外辐照物体而使物体变热的所谓热效应。这一过程一般比较慢，首先入射辐射与晶格互相作用，晶格吸收了辐射能，从而增加振动的能量，使材料温度升，因而热敏类红外探测器的响应时间比光电探测器的响应时间要长。一般热敏探测器的应时间多在毫秒数量级，而光电探测器的响应时间多在毫微秒数量级。再则，红外探测器对射辐射的各种波长基本上都具有相同的响应率，故也称为无选择性红外探测器。

下面分别介绍热敏电阻型探测器、热释电型红外探测器和气动型红外探测器。

（一）热敏电阻型探测器

热敏电阻型红外探测器与光电导型红外探测器在应用电路中的作用完全相同，但其物理过程不同。

图 7－7 示出了热敏电阻红外探测器时的原理结构示意图。

当红外辐射投射到热敏薄片的表面上时，立即被涂在热敏薄片上的黑色涂层所吸收，使薄片温度升高，薄片电阻下降。随着薄片温度的升高，其热量主要通过衬底传到导热基体上。由于导热基体是一个良好的导热金属块，故薄片的温度一直上升到薄片所吸收的辐射功率等于导热基体所传导的热功率时，薄片温度即达到一个动态稳定值，相应地薄片的电阻值也达到一个动态稳定值。一般从辐照开始到达稳

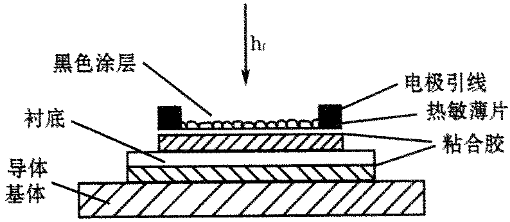


图 7－7　热敏电阻红外探测器的原理结构示意图

定状态需要一定的时间，这段时间称为热敏电阻型探测器的响应时间，其值在 1 ~ 10μs 之间。

对热敏薄片上的黑色涂层，有如下要求：

1. 在所有波长上有不变的高吸收率。
2. 热容量较小。
3. 热传导系数较高。
4. 对探测器元件的电特性没有有害的影响。

热敏薄片上涂上黑色涂层，称为黑化。在低阻探测器中，是采用金属黑化层；在高阻抗探测器中，黑化层是涂以黑色的颜料和喷漆。

热敏电阻型红外探测器，使用时一般让比较大的电流通过热敏薄片，即在薄片上加上较大的电压，这样可以使在没有辐射的时候，薄片的温度就比环境温度高出几度，以利于热量的导出，同时也可增大输出电压。一般每个探测器都有其最佳工作电压，在使用时应该严格遵守说明书中的规定，否则薄片上加的电压太高，将会烧坏热敏薄片。

一般在室温条件下，对 8 ~ 14μm 的红外辐射，其探测率可以达到 $10^8 cm \cdot Hz^{\frac{1}{2}}/W$。

（二）热释电型红外探测器

红外辐射的热释电探测器是热敏探测器的最新发展。

热释电效应早在十八世纪人们就在电石中发现。1938 年日本 YeoyTa 首先利用这个效应探测红外辐射；1956 年贝尔电话实验室的 Chynoweth 用动态法研究 $Bali0_3$ 热释电效应；1962 年英国 Cooper 从理论上讨论了热释电探测器的性能；1969 年 Putley 对热释电探测器的工作原理作了系统的论述。这些工作为热释电技术的发展奠定了基础。

热释电红外探测器是一种热伏器件。它的工作原理可以概述如下，如图 7－8 所示。

当电介质两端加一直流电压，则电介质将被极化，但是对于多数电介质而言，在电压除去后，极化状态随即消失。而有一类电介质被称作铁电体，在电压除去

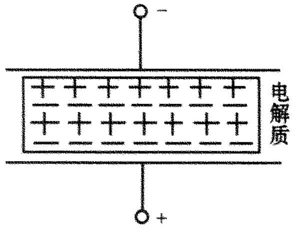


图 7－8 电介质极化

后，仍然保持极化状态，即出现自发极化。一般铁电体的自发极化的强度（即单位面积上的电荷）与温度有关，温度升高，极化强度下降。当温度升高一定数值，自发极化就突然消失，这一温度一般称为居里点。在居里点以下，极化强度与温度的关系，可用来制造热释电型红外探测器。因为当红外辐照到已经极化厂的铁电薄片上时，就引起薄片温厦升鬲，因而表面电荷减少，即相当于释放了一部分电荷，释放的电荷可用电荷放大器转变成输出电压。

如果红外辐射继续照射，使铁电薄片的温度升高到新的平衡值，表面电荷也就达到新的平衡浓度，不再释放电荷，在这种稳定状态下，输出信号下降到零。由此可知，热释电红外探测器，只有在薄片温度的升高过程中，才有输出信号，一但达到稳定状态，则输出信号下降到零。因此在设计制造时，应选取使铁电薄片处于最有利的温度变化区间。

综上所述，热释电红外探测器是一热伏器件。它将被吸收的能量变化，转变成温度的变化，从而使热释电晶体薄片产生电荷的变化。一般热释电晶体薄片可以是铁电体，也可以是具有热释电性质的聚二氟乙烯或聚氟乙烯塑料。

图 7－9 示出了典型的热释电红外探测器的封装电路。热释电晶体薄片作为电极间的介质，置于低热导和低电导的衬底上。热释电探测器的电阻一般在几十到几千兆欧，因而要求前置放大器有很高的输入阻抗和低的噪声，故这里选用低噪声的场效应晶体管作为前置放大器，其负载电阻一般取约 $10^{12}\Omega$。

由于热释电元件的电容较大，因而电路的时间常数 RC 就比较大，这样频率稍高的信号在这一电路中将会明显下降。故热释电探测器的响应率 R 随着频率的升高而线性下降，如图 7－10 所示。

硫酸三甘酞（TGS）是最近十来年作为红外探测器的主要热释电材料，并逐渐得到了较高的探测率，在低频（10Hz 左右）时，D^* 可达 $1.8\times10^9\text{cm}\cdot1\text{Hz}^{\frac{1}{2}}/\text{W}$；在高频时（$10^4$ Hz）；D^* 可达 $1\times108\ \text{cm}\cdot\text{Hz}^{\frac{1}{2}}/\text{W}$。

热释电探测器已经成功地用于工业、医学和空间领域，在线列阵热像系统和热释电摄像管中均采用这种探测器。

（三）气动型红外探测器

气动探测器亦称为高莱管，其原理结构如图 7－11 所示。其中有一个气室，以

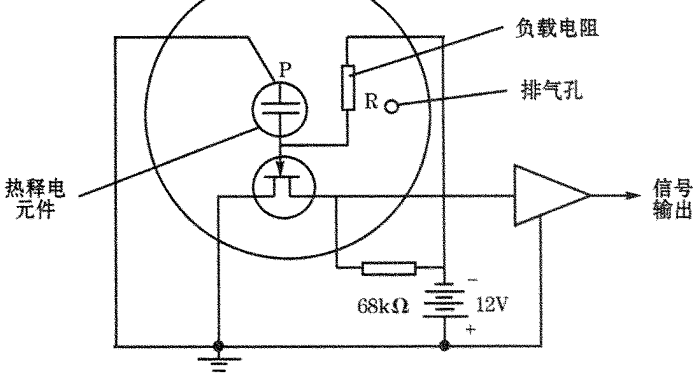


图 7－9　典型热释电红外探测器封装电路图

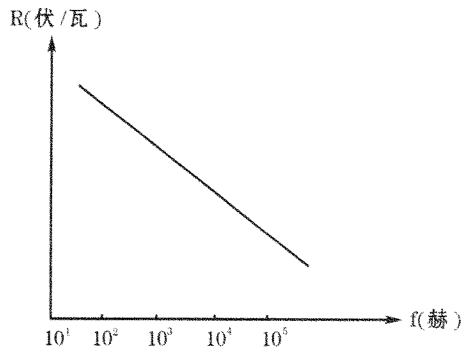


图 7－10　热释电探测器的响应率与频率的关系

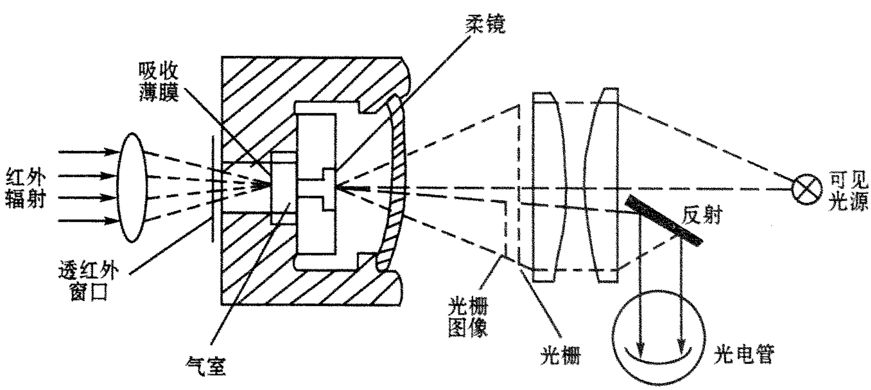


图 7－11　气动型红外探测器

一个小管道同一块柔性薄片相连。薄片的背向管道是一面反射镜，气室的前壁是吸收膜，它是低热容的薄膜。红外辐射通过窗口投射到吸收膜上，将所吸收的能量传

送给气体，使气体温度升高，气压增大，这就使合柔镜膨胀；在气室的另一边，用一束可见光通过一栅状光阑聚焦在柔镜上，经柔镜反射回来的栅状图像再经栅状光阑投射到光电管上。当柔镜因气体压力而移动时，栅状图像与栅状光阑发生相对位移，使落到光电管上的光量发生改变，因而光电管电路的输出信号就发生变化，这一变化量就反映出入射红外辐射的强弱。

目前，气动探测器已成功地用于生物医学的量测。例如在肌肉温度测量中，气动探测器能在 100% 相对湿度与目标相同的环境温度下工作，这是维持肌肉正常生命活动的必要条件。若采用其他类型的探测器，由于都要求在不同的环境温度的条件下工作，这样敏感元与目标之间的温度梯度会引起肌肉温度的人为变动，故出现较大的误差。目前利用气动探测器已制成肌肉辐射计，可以在几平方毫米的面积上分辨一毫度的温度变化，时间常数为几毫秒。若在技术上再作进一步改进，时间常数可达 0.5ms。

为了提高红外探测器的工作性能，必须注意噪声的影响，下面介绍红外探测器中常见的几种噪声。

1. 热噪声

热噪声亦称约翰生噪声。

1828 年，约翰生指出，一个电阻器就好比是一个噪声发生器，其均方噪声电压为

$$\overline{U}^2 = 4KTR\triangle f$$

式中：K 为波尔兹曼常数

T 为电阻器的绝对温度

R 为电阻器的阻值

△f 为组合电路的带宽

若电阻器处在室温（T = 290K）时，则

$$\overline{U}^2 = 1.60\times 10^{-20}R\cdot\triangle f$$

该式表明，噪声电压与频率无关。在给定的温度下，只取决于电路的电阻；若噪声源是个阻抗，则噪声电压取决于阻抗的电阻部分，而与电抗部分无关。

下面利用等效电路来研究噪声发生器。

图 7－12　表示一个电压发生器和一个无噪声电阻相串联。

应用 Norton 定理将上面等效电路由恒压源变成恒流源。其中$\overline{U}^2 = \bar{i}^2R^2$，$G = \dfrac{1}{R}$，则等效电流源的均方电流为

代入 4KT 的值后，上式变为

$$\bar{i} = 4KTG\triangle f$$

为了从噪声源中提取最大的功率，必须使负载电阻和噪声源内阻相匹配。在匹配条件下，其最大传输功率为

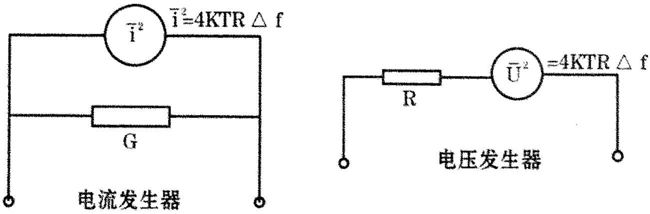


图 7－12　噪声发生器的等效电路

$$W = \frac{1}{2}\frac{\overline{U}^2}{(2R)} = KT\triangle f$$

该式表明最大噪声传输功率 W 仅是温度 T 和等效噪声带宽△f 的函数，也就是说在室温情况下其单位带宽的噪声功率，即功率谱是一条平坦直线。

一般是把每单位带宽的均方电压或电流与频率无关的噪声源，称为白色噪声源。或者说，把功率谱为平坦直线的噪声源称为白色噪声源。由此可见约翰生噪声就是白噪声。

因为其功率谱是一条平坦直线。

由于电导材料中电子是处于无规则的热运动，显然，约翰生噪声与温度有关，故约翰生噪声也称热噪声。

2. 散粒噪声

散粒噪声是在 1918 年肖基特首先指出的。这一噪声最初是从电真空二级管中发现的。因为每一个时间间隔内，从阴极到阳极的电子数目是一个围绕着平均值在作上下起伏，这就引起均方噪声电流，其值为

$$\overline{i}^2 = eI\triangle f$$

式中：e 为电子电荷

I 为流过二极管的直流电流

△f 为等效噪声带宽

这一噪声称为散粒噪声，它与测量频率无关。在半导体 P－N 结中，其过渡区是高电阻区，其载流子穿越高阻区的情况和电子穿越板极和阴极之间的真空区一样，因而在 P－N 结中也存在散粒噪声

3. $\frac{1}{f}$噪声

$\frac{1}{f}$噪声在不同的器件中有不同的名称，在半导体中，例如在晶体管或光子探测器中，它称为调制噪声；在碳质电阻中及其电接触器中，它称为接触噪声；而在真空管的阴极中称为闪烁噪声。一般$\frac{1}{f}$噪声比散粒噪声大，或是远远超过了散粒噪声，故有时也称为过量噪声。当频率超过几百赫时，大多数器件的$\frac{1}{f}$噪声和其他噪

声相比，均可略去不计。$\frac{1}{f}$噪声在低频时最为显著，其功率谱随频率增高而线性下降。

$\frac{1}{f}$噪声的均方电压或电流没有简单的表示式，其功率谱一般可用下式表示

$$W(f)=\frac{CI^{\alpha}}{f^{\beta}}$$

式中：C 为比例常数

I 为流过器件的直流电流

α 和 β 为特定器件的特性常数

显然，$\frac{1}{f}$特性不允许频率下降到零，否则上式为无限大的噪声功率，实验已经证明，即使频率低于 10^{-4}Hz，$\frac{1}{f}$噪声仍然比较大。

4. 产生—复合噪声

在热平衡条件下，半导体内载流子的产生和复合过程中，其产生率和复合率都是在一个平均值上作上下变化。由于产生率和复合率的起伏就导致载流子浓度的起伏，这样在每一个时间间隔内，载流子浓度可能略高于平均值，称为正的偏差；反之，若低于平均值，则称为负的偏差；若取全部偏差的平方的平均值，一般称为载流子浓度的均方偏差。

如果在半导体的两端加一直流电压，则通过的电流中，除直流电流（$I_{o}=\frac{U_{o}}{R}$）外，还有一个由于载流子浓度的均方偏差所引起的“均方噪声电流”$\bar{i}^2$。

这一噪声电流与测量频率有关，如图 7－13 所示

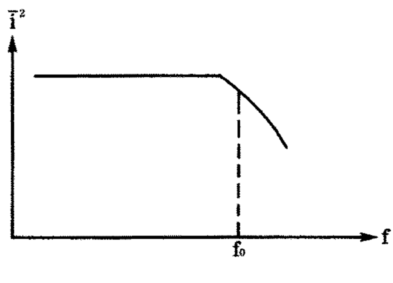


图 7－13　产生—复合噪声频谱

当频率低于 f_0 时（$f_0=\frac{1}{2\pi\tau}$，τ 为载流子寿命），产生一复合频谱曲线基本上是一平坦的直线。当频率超过 f_0 时，曲线大约以每倍频程 6db 下降。

除上面介绍的 4 种噪声外，在红外探测器中还有光子噪声，也称辐射噪声。它是由于入射通量的起伏而引起的，即在上述所有噪声都能消除的情况下，由于入射

通量的起伏，仍然有噪声输出，这就是由于光子噪声引起的，它的功率谱也是一条平坦直线。

5. 探测器中的综合噪声频谱

图 7-14 给出了探测器的综合频谱，概括了探测器中的各种噪声。在低频段，$\frac{1}{f}$噪声是主要的，其产生—复合噪声和热噪声都居于次要地位；在中频段，产生—复合噪声居主要地位；而$\frac{1}{f}$噪声和热噪声居次要地位；在高频段，$\frac{1}{f}$噪声又居主要地位；在极高频段，热噪声占居主要地位，且噪声频谱变为平坦。对于给定的某一类探测器，在正常使用时，观测的只是综合曲线的一部分。例如曲线上的 A 点的噪声是致冷到 77K 的硒化铅探测器观察到的典型区间，较下的$\frac{1}{f}$部分噪声很难看到。主要的是产生—复合噪声。对于硫化铅，产生—复合噪声的突出部分出现在很低的频率上，而其典型的噪声出现在较下的$\frac{1}{f}$曲线部分的 B 点，而一般的热敏电阻测辐射热探测器工作在非常接近热噪声的 C 点。

6. 等效噪声带宽和背景辐射限探测率

前面的叙述曾用到等效噪声带宽△f，但没有给出明确的定义，为了便于进行噪声功率通过网络的传输计算，下面给出明确的定义。

由于大多数放大器的功率增益曲线不是一个理想的矩形，故用下式定义等效噪声带宽为

$$\triangle f = \frac{1}{G(f_0)} \int_0^{\infty} G(f)\, df$$

式中：C（f）为频率 f 的功率增益

G（f_0）为功率增益的峰值

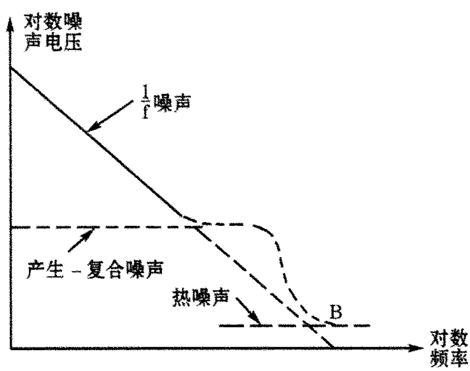


图 7-14　探测器的综合噪声频谱

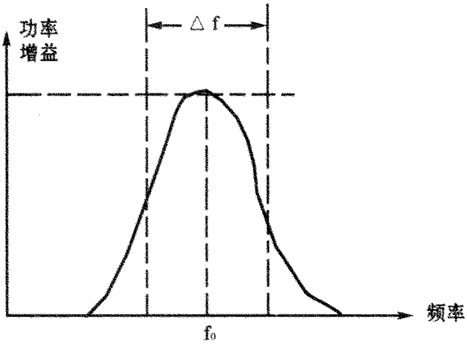


图 7－15 等效噪声带宽△f

上式是用具有不变功率增益为 G（f_0）的等效矩形通带代替实际电路的通带。而从图 7－15 可以看出，等效通带内的噪声功率传输就等于实际电路的噪声功率传输，这里值得注意的是，定义等效噪声带宽时，用的是功率增益，而不是电压增益。

用上式定义的等效噪声带宽，显然是对白色噪声而言，即噪声功率谱是平坦的，但是对大多数光子探测器，由于功率谱的低频端存在$\frac{1}{f}$的噪声，如果系统通带中存在$\frac{1}{f}$噪声，则等效噪声带宽应由下式计算。

$$\triangle f=\frac{1}{G(f_0)\overline{U}_0^2}\int_0^{\infty}\overline{U}^2G(f)\,df$$

式中：$\overline{U}^2$（f）为频率为 f 处的单位带宽内的均方噪声电压。

$\overline{U}^2$ 为在频率足够高时，使噪声的功率谱成为平坦时，所测量的单位带宽同的方噪声电压。上式适用于与平坦功率谱有任何的特定偏差的噪声。

通常，当通带内含$\frac{1}{f}$噪声时，其等效噪声带宽比按白色噪声计算的值要大。在实际测量过程中，为了使红外探测能够准确测量，一方百要注意各种噪声的影响，同时还要尽量提高红外探测器的背景辐射限探测率。

下面介绍红外探测器的背景辐射限探测率。

由于红外探测器所受辐照，除信号辐射外，还有来自周围环境发射出来的背景辐射，背景辐射从各个方向投射到探测器的敏感面上，它的总功率通常要比信号辐射功率大得多，而且是起伏的，几乎无法避免它的影响，它是探器之外的因素。对于光电导型红外探测器敏感元中载流子数目的起伏主要取决于入射光子数目的起伏，入射光子数目的起伏所引起的噪声，即是所谓光子噪声。如果一个探测器的主要噪声机构是背景辐射的光子噪声，则不管对探测器的材料和器件工艺作怎样的改进，也不可能再提高探测器的探测率，通常把背景辐射的光子噪声所决定的探测率

称为背景辐射限探测率。

对于光电红外探测器，背景辐射探测率显然与探测器的长波限波长 λ_c 有关，因为整个背景辐射中，只有波长 $\lambda < \lambda_c$ 的辐射才能激发出电子空穴对。如果探测器的敏感元对这类辐射的量子效率为 1，背景辐射为 295K 的黑体辐射，则从敏感元平面之上的 2π 球面度内的各个方向射向敏感元（即探测器的视场角为 180°）。从理论上，可以计算出背景辐射限探测率与探测器的长波限 λ_c 的关系，其计算公式如下。

在一定波长上，背景限制的光电导型探测器的 D^* 理论最大值是

$$D_\lambda^* = 2.52 \times 10^{18} \lambda \left(\frac{\eta}{Q_b}\right)^{\frac{1}{2}}$$

式中：η 为量子效率，Q_b 为背景的光子通量，λ 为波长，用微米单位对于光伏型探测器，由于没有复合噪声，D_λ^* 计算公式为

$$D_\lambda^* = 3.56 \times 10^{18} \lambda \left(\frac{\eta}{Q_b}\right)^{\frac{1}{2}}$$

对于光伏型探测器，由于没有光电导型探测器中所谓载流子的复合速率的起伏变化，因此，其极限噪声比光电导型的要低 40%。所以光伏型探测器的背景辐射限探测率要略高于光电导型探测器的背景辐射限探测率。如图 7－16 所示。

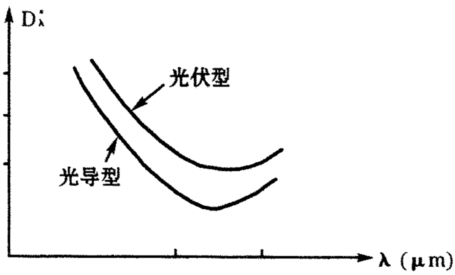


图 7－16　电导型和光伏型探测器的背景辐射限探测率

下面介绍利用辐射屏蔽的方法，提高背景辐射限探测率。

辐射屏蔽一般采用二种方法，如图 7－17 所示。

1. 采用致冷的屏蔽套。

2. 采用致冷的滤光片。以限制光谱响应，滤去背景辐射中的部分辐射。

利用这两种辐射屏蔽的方法，都可以降低背景的光子通量，从而增加背景辐射限探测器的探测率 D^*。

图 7－18 绘出了辐射屏蔽对致冷硒化铅探测器的影响。

曲线 A 表示探测器无屏蔽时的情况，而曲线 B、C、D 表示同一探测器，但屏蔽套的孔径 θ 依次减小，即 $\theta_B > \theta_c > \theta_D$；$\theta$ 愈小，则所对应的 D^* 愈大；若所用屏蔽套相同，如增加一块石英滤光片，则所对应的曲线 E 比没有滤光片时的曲线 D 变得陡直。使 D^* 的峰值增加了一个数量级。

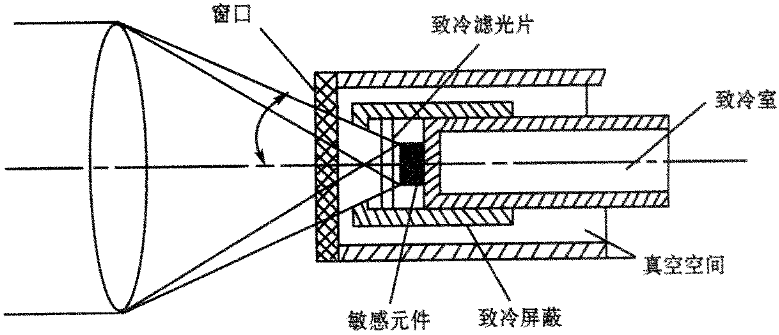


图 7 – 17　辐射屏蔽探测器组合示意图

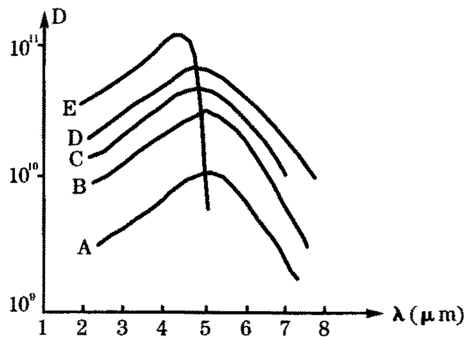


图 7 – 18　辐射屏蔽对致冷硒化铅探测器的影响

对于热敏类红外探测器，不管工作原理如何，其辐射的照射都首先使敏感元的温度升高，而背景辐射的光子数目的起伏变化，将引起敏感元的温度起伏变化。若入射的信号辐射所引起的敏感元的温度升高低于这一温度起伏变化时，则就测不到这个信号辐射。由此可知，温度起伏也是一种噪声，称作温度噪声。由于它是背景辐射的光子数目起伏变化所引起的，故改进器件的性能并不能影响光子数目的起伏变化，根据理论计算，在 300K 温度环境中工作的热敏红外探测器，300K 背景辐射所决定的背景辐射限探测率为

$$D^{*} = 1.81 \times 10^{10}\,\mathrm{cm} \cdot \sqrt{\mathrm{Hz}}/\mathrm{W}$$

目前使用的热敏探测器（如热敏电阻型、热释电型以及气动型），其探测率均未达到这一极限数值。

第三节　红外线摄影及红外诊断原理

这一节主要讲红外摄影和红外线诊断原理，现分述如下：

一、红外线摄影

上节所讲的红外探测器，只是把物体入射的红外辐射信号转变成电信号输出，而不能显示物体的形状，而红外摄影，即可显示辐射物体的形状。早期红外摄影仅限于近红外区间，即用对近红外敏感的照相底片直接照相，但由于一般物体本身的辐射大都在远红外区 8～14μm，因而采用近红外直接感光的摄影方法就无法运用。因为红外胶片只能把敏感范围从可见光延伸到 1.2μm 的近红外区。而红外电视摄像管也只适用于 2.5μm 的范围内，仍处于近红外区，后来由于扫描技术的发展，才使红外摄影在整个红外区间（包括近红外、中红外、远红外）成为可能。它是由红外辐射经光学系统聚焦，再通过红外探测器变成电信号，再把电信号通过电光转换器件转变成可见光。其中每一个瞬时，都是探测瞬时视场内的红外辐射，而瞬时视场通过光学机械扫描而依次转换成热图像。由此可见，红外摄影机实际上是一个热图像系统。为了便于说明红外摄影的原理，下面分别介绍红外变像管，光导摄像管、热释电靶面摄像管、光学机械扫描以及常用的医用红外照相机。

（一）红外变像管

红外变像管是一种把红外图像变成可见图像的光电子发射装置。其结构如图 7－19 所示。

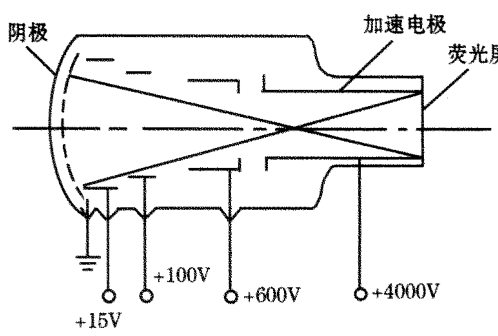


图 7－19　红外变慷管示意图

红外变像管可以直接把红外像转变成可见像，是一种直观式红外成像器件。它由 3 部分组成：即光阴极，电子光学系统和荧光屏。其中光阴极是一个半透明的银

－氧－铯膜层；即首先在真空下蒸发一层半透明的银膜，然后进行氧化，再在上面蒸上一层铯，这样就得到良好的光敏性，它的激活能约 1.1ev。这样只要波长不大于 1.1μm 的近红外辐射的照射，都能使它发射电子，其峰值响应波长为 0.85μm，而电子光学系统即是所谓电子透镜，用以对电子束进行聚焦成像，同时也增大电子束的能量，使荧光屏的输出光通量增大。因而电子光学系统也就是像的加强部分。由此可见，只要把从目标射来的红外辐射聚焦在光阴极上，则在光阴极面上就出现一个与目标的红外辐射部分相似的红外辐照度分布图，即目标的光学像。当光阴极面接受到这些辐射时，就发射电子，发射电子的数目与辐照度成正比。因而整个光阴极面上发射的电子束中电子密度的分布就与光阴极面上的辐照度的分布相对应，再经过电子透镜的聚焦和加速作用，电子束便成像在荧史屏上，荧光屏上受电子的轰击就发射出可见光。电子密度高的部分，光出射度就大；电子密度低的部分，光出射度就小。这样荧光屏上出射光的分布就与光阴极面上的红外辐射通量的分布就完全相对应，从而即把目标的红外像转变成了可见光图像。

利用上述原理，亦可做成所谓像增强器，即可使微弱的可见光像变成清晰的可见光像，只需采用对可见光有敏感的光阴极材料取代银－氧－铯膜层即可。

（二）光导摄像管和硅摄像管

光导摄像管是一种小型的电视摄像管，管子里有一电子束扫描光电导靶面。其结构如图 7－20 所示。

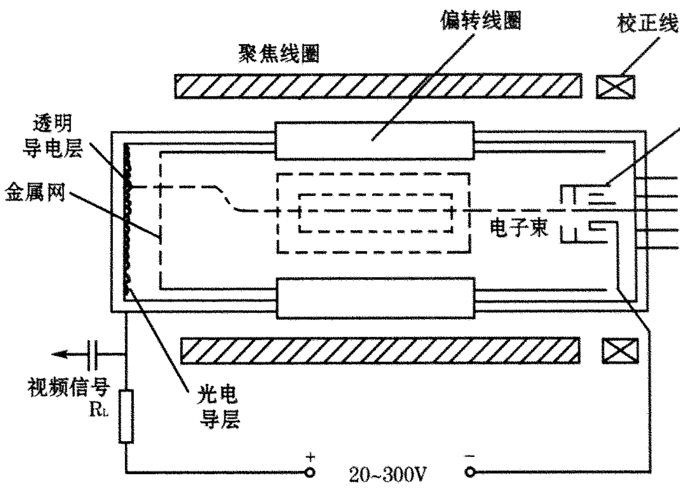


图 7－20　光导摄像管结构示意图

光导摄像管的管子是抽成真空的，其一端是一个平面透光板，内表面涂有透明的导电层，作为信号电极。导电层上有一薄层光电导材料（如三硫化二锑、氧化铅等）。管子的另一端装有电子枪，它发出的电子束受管外偏转线圈的作用，而对光电导层进行扫描。此光电导层通常称为靶面。为了使偏转后的电子束仍能垂直地打

到靶面上，在靶的前面装有一个金属网，以便在靶前产生一个均匀的纵向电场。

信号电极相对于电子枪的阴极电位高 20～300V。当靶面背面不受任何光照时，由于电子束的扫描，靶面保持为阴极电位。

由于电子束的截面积很小，它与光导膜的接触面也就很小，而光导膜的电阻很大，因而在形成回路时，光导膜上的电压降就限定在电子束与光导膜的接触面上，其他部位都与回路无关。这样，整个光导膜可看成是由若干个其面积相当于电子束截面的小元面所组成。由此可见，扫描的作用就相当于把一个个的小元面按照扫描的顺序依次接入回路。

当靶面没有光照时，电子束扫到某一个元面时，就使该元面充电，达到与阴极同样的电位。当电子束把整个靶面扫一遍后，整个光导膜向着电子束的一面都达到阴极同样的电位。即电位都降落在光导膜上。若这时有一目标成像的靶面上，由于靶面上各点的照度不一，照度强的部分，光电导就大，相应地这一部位的电压降也就较大；反之，光照度弱的部分，电压降也就较小。因而投射到靶面上的光学像的照度分布就转变成光导膜上电压的分布，两者有一一的对应关系。

将光照度的分布转变成电压分布以后，再利用电子束扫描时，扫到电压下降多的部位（靶面上光照度强），则充电电流就大；反之，扫描到光照度弱的部位，由于电压下降的小，故充电电流也就小。因而靶面上的电压的分布就转变成电流强弱随时间的变化，在电阻 R_L 上就得到一个随时间变化的电压。即得到了所谓视频讯号。从而即把光学像转变成了视频讯号，再把视频讯号放大，送至显像系统，即得到目标的图像。

光导摄像管还有一个贮能或积分机构，这是它的重要优点，即所谓积累作用。例如，若电子束每$\frac{1}{30}$s 扫完一帧，对于某一元面来说，从第一次充电到第二次来取样，其间有$\frac{1}{30}$s 的时间间隔，在此间隔的时间段内，光照一直起作用。这就是说，电子束充电的大小积累了$\frac{1}{30}$s 的光电导的作用。这一积累作用可使微弱的光电导有可能变成视频信号。

要使光学像有可能转变成视频信号，电子束在光导膜表面所充的电荷，在无光照的条件下，至少必须保持$\frac{1}{30}$s 以上。这期间漏掉的电荷可以忽略不计。同时电荷的横向扩散作用也必须小到可以忽略不计，才能得到清晰的图像。这两个条件都要求光导膜具有非常高的电阻，其电阻率应在 $10^{11}\,\Omega\cdot\text{cm}$ 以上。电阻率大的光导体材料，其禁带较宽。因此性能好的光导摄像管所用的靶面材料，都只能用于可见光波段，如三硫化二锑和氧化铅，都是用于电视摄像，要想做出能用于红外波段的光导摄像管，其靶面材料的禁带宽度要窄，这样其电阻率就低，因而光导摄像管型式的敏感波段很难向红外延伸。

硅靶摄像管与光导摄像管的成像机构基本相似，它用硅光敏二极管列阵以代替三硫化二锑光电导膜，如图 7－21 所示。

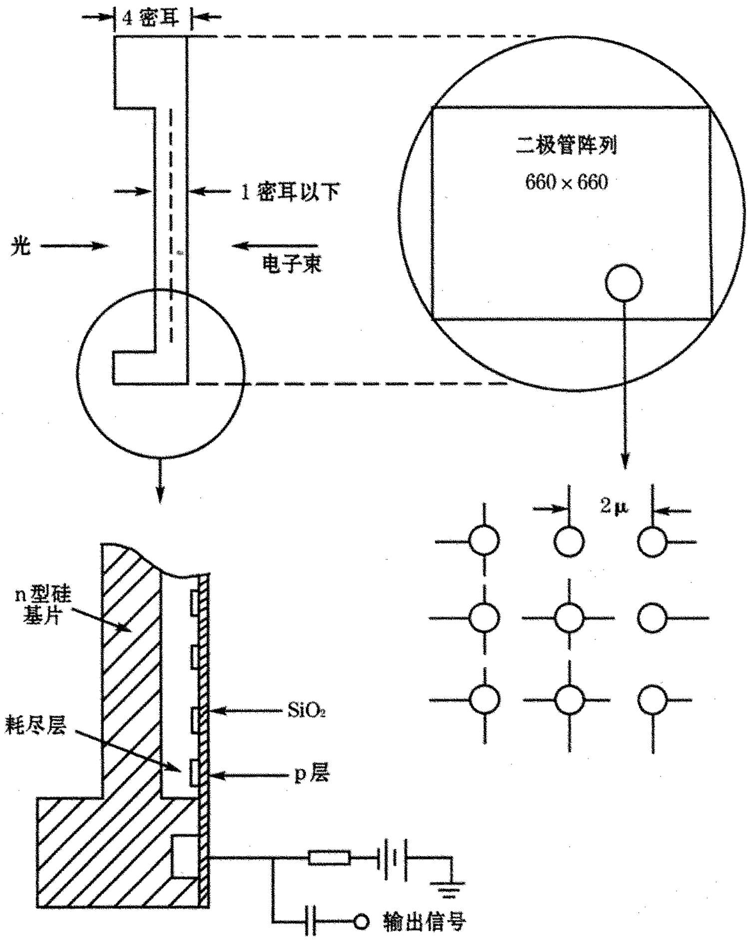


图 7－21　硅靶结构示意图

硅光二极管必须是在 n 型基片上扩散 p 型层：n 型层为光照面，P 型扩散层面对着电子束，用光刻技术划分成很多的光敏二极管列阵，各个光敏二极管都是互相独立的，从而也就解决了载流子横向扩散的问题，使成像清晰。光敏二极管上加约 10V 反向电压，每个光敏二极管就相当于一个平板电容器，其成像过程与光导摄像管相似。即电子束扫描使 P 型面都达到阴极电位，当目标的光学像形成在 n 型层上时，则引起载流子向 p－N 结两面之间的漏电，电子束的再次扫描就得到与光学像的照度分布相对应的视频讯号。

目前硅摄像管，采用砷化铟材料可以使敏感波长达 3.5μm，如果再向长波延伸，则必须采用致冷靶面，这样结构就趋复杂。

（三）热释电靶面摄像管

由于热释电材料的电阻率很高，并且对长波红外敏感，利用热释电材料制成靶面，可得到性能良好的红外摄像管。

由于采用热释电薄片做靶面，这样把来自目标的投向靶面的辐射通量，经过适当的调制，使其在靶面上聚焦成像，引起靶面温度的改变。而靶面各点的温度变化与该点所受到的辐照度成正比。温度的改变又引起热释电，热释电的大小又与温度的改变成正比，因而靶面上产生电荷分布，它与靶面上所受到的辐照度完全相对应。这样即利用热释电靶面把光学像转变成电位分布的电学像。然后利用电子束扫描就可把电学像转变成视频信号输出，送入显示部分即可得到目标的图像。

（四）光学机械扫描成像

光学机械扫描成像，也称光机扫描或光学扫描。这种成像的方法，就是想法摄取从目标各部分射向观察仪器的辐射通量的分布。为此可利用红外探测器，顺次地直接测量目标各部分的出射辐射。要求红外探测器在看到任何瞬时视场时，其响应时间要足够快，能立即输出一个与所接受的辐射通量成正比的信号。因而在整个扫描过程中，探测器的输出将是一个其强度随时间而变化，并且与扫描顺序中各瞬时视场的出射辐射通量的变化相对应的视频信号。它与电真空摄像管的电子束扫描输出的视频信号相似，经过放大处理，送至显示部分，即可显示出目标的图像。

设计一个光学系统，使红外探测器位于它的焦点上。在任一瞬间红外探测器只能看到目标的一小部分，通常叫做瞬时视场。现用一个放在光学系统前面的平面反射镜产生光栅扫描，如图 7－22 所示。

反射镜绕垂直轴连续旋转，提供方位上的 360°的视野；而绕水平轴的扫描，提供了俯仰视野。而扫描元是瞬时视场在物平面上的投影。

如图 7－23 所示，设敏感元是直径为 d 的正方形，并且敏感元的某一点都是透镜的另一面的平行光束的焦点。不过这些平行光不再与光轴平行，而是与光轴成一定的夹角。敏感元中离光轴愈远，它所对应的光束与光轴的夹角就愈大。与敏感元的两极端相对应的平行光束之间的夹角为 α，这就是说，探测器在图面画的方向上所看到的目标视场，就是 α 角在目标面上所夹的线度。一般把 α 角称为仪器的视场角。

根据 α 角的大小以及透镜到目标的距离，就可计算出目标面上视场大小。因为视场角 α 为

$$\alpha = \frac{d}{f}$$

式中：f 为透镜的焦距

　　　d 为目标到透镜的距离

若红外探测器的尺寸选择适当，设计适当的光学系统，就可以做出其瞬时视场符合要求的红外成像仪。

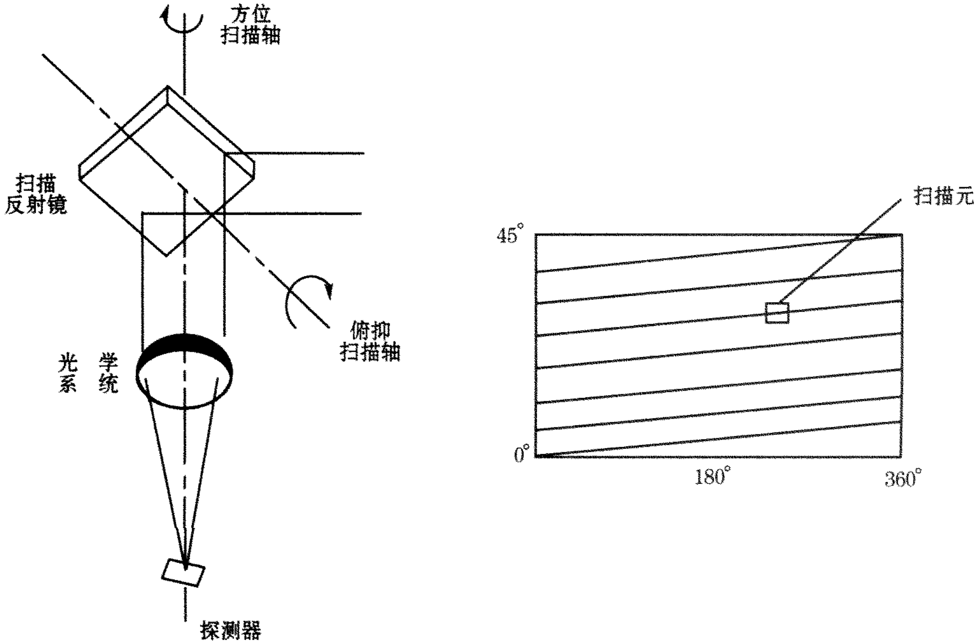


图 7－22　**利用一个外加反射镜产生光栅扫描的示意图**

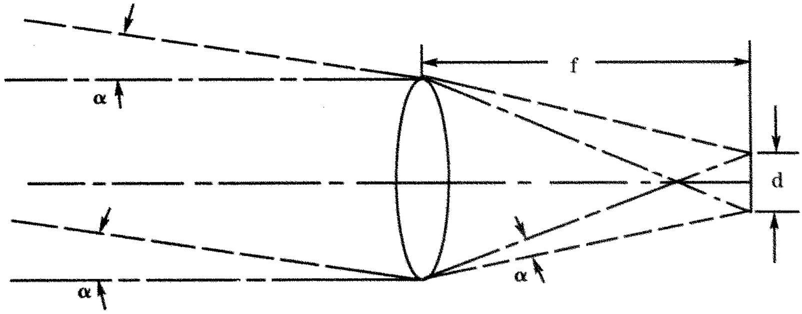


图 7－23　**探测器的瞬时现场**

（五）医用红外像机

医用红外像机主要用于摄取体表热图，研究疾病的规律，以便进行科学的临床诊断。由于各种疾病所引起的温度变化反映到体表又极微弱，故要求红外相机要有较高的温差分辨率和空间分辨率，并且体积要小，便于携带。下面简单地介绍三种类型的红外像机：

1．AGA **像机**

图 7－24 **示出了** AGA **像机的方框图。由图可知，**AGA **像机是由扫描平面镜通过反射镜接收外界辐射，再经过硅制成的八面体旋转镜，通过锗透镜聚焦于** I_nS_b **探测**

器上。探测器用液氮冷却，即将红外探测器置于杜瓦瓶中进行冷却。杜瓦瓶是一个双层容器，其间抽成真空。如图 7－24 所示。反射镜以 16 赫振动，在垂直方向运动，形成每秒 16 幅图像，而八面体旋转镜以每秒 200 转旋转，进行水平扫描，每一转扫 8 条，故每秒扫 1600 条线。AGA 像机指标为

空间分辨率	每条线 100 个象元
温度分辨率优于	0.2℃
每秒帧数	16 帧/秒
每帧扫描数	100 条/帧
聚焦距离	0.5m 以上

2. 具有高空间分辨率和高温差分辨率的像机

其线路方框图，如图 7－25 所示。

整机包括扫描机构、光学系统、探测器、前置放大器、温度参考源、位置传感器、门电路的控制设备。记录和显示部分包括视频处理电子装置、阴极射线管及其电源。扫描部分由六面反

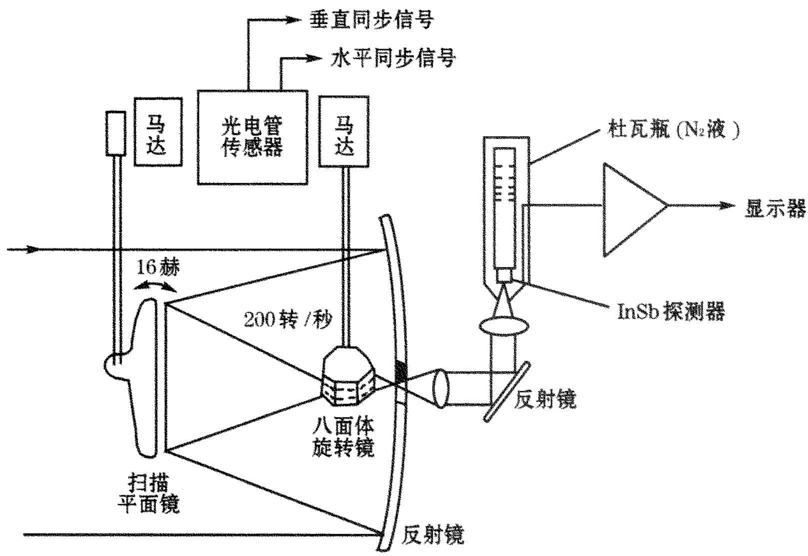


图 7－24　AGA 像机方框图

射镜旋转而成。当由目标发出的射到扫描反射镜上的一部分能量，被反射到第一折迭反射镜上，接着再反射到主镜上，再由主镜聚焦。通过第一折迭反射镜中的小孔到主镜焦点上。这时辐射能从这一点发射，并由第二折迭反射镜反射于第二光学系统；第二光学系统再重新聚焦这些辐射能，使其落在 HgChTc 探测器上，探测器即把辐射能转变成电信号。再由视频前置放大器放大 5000 倍左右，送至钳位电路。钳位电路完成视频信号的直流恢复，并且把视频信号的直流电平跟参考源温度

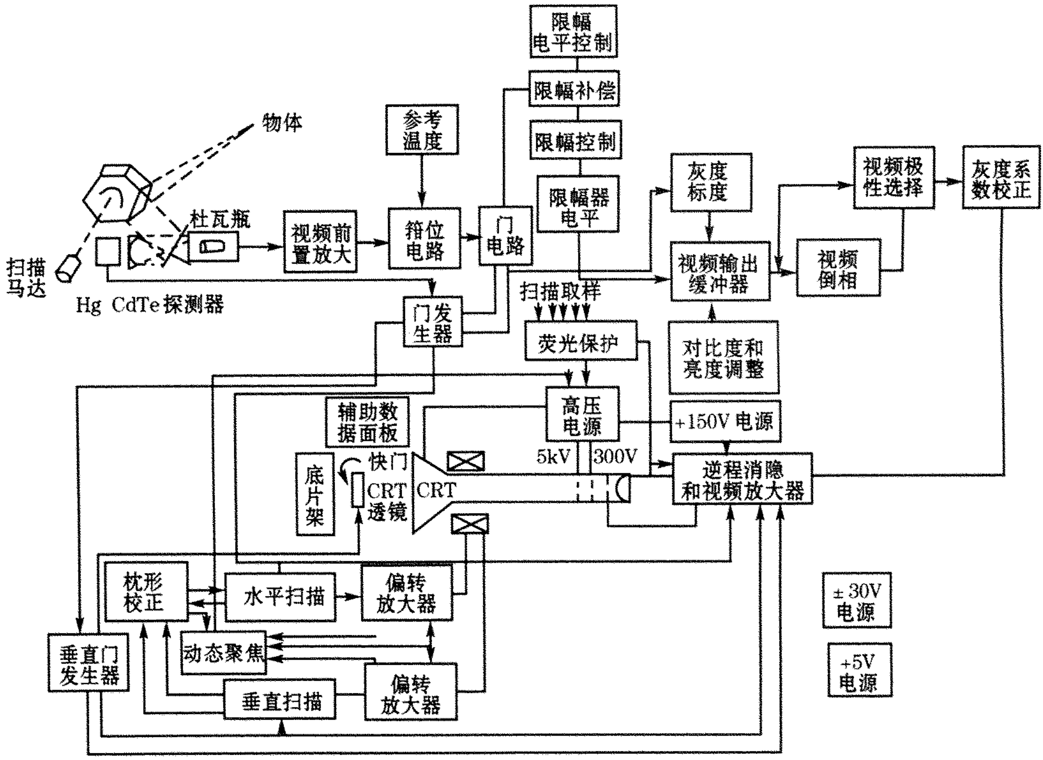


图 7－25　高空间、高温差分辨率像机方框图

进行比较。当门发生器发出控制信号时，则视频信号通过门电路。这里门发生器的信号是由水平和垂直位置传感器供给的。

现在把直流信号迭加到视频信号上，以建立直流补偿电平，如图 7－26 所示。直流补偿电平对应于被显示的平均绝对温度，补偿电平的值，由限辐电平控制器调节。被显示的热窗口的宽度，由限辐控制器调正。当视频信号超过电平限辐器时，信号被截去。结果使比热窗口上限高的信号被限制在上限；比热窗口下限低的信号限制在下限。这样电平限辐器输出处的视频信号就代表阴极射线管（CRT）上完成黑白显示所要求的数值。

灰度等级信号由门发生器控制的灰度标度注释电路产生。灰度等级信号一般分为十级，级与级间变化相等。产生的灰度标度被显示在 CRT 屏上的左边。

视频信号直接由视频输出缓冲器送至视频极性选择器和视频倒相器。允许使用者选择黑的或者白的作热的标志。

灰度系数校正电路，用以校正 CRT 荧光物质的非线性发射特性，使 CRT 的光亮输出线性化。

视频信号经灰度系数校正后，再经视频放大器放大和逆程消隐，最后送至 CRT

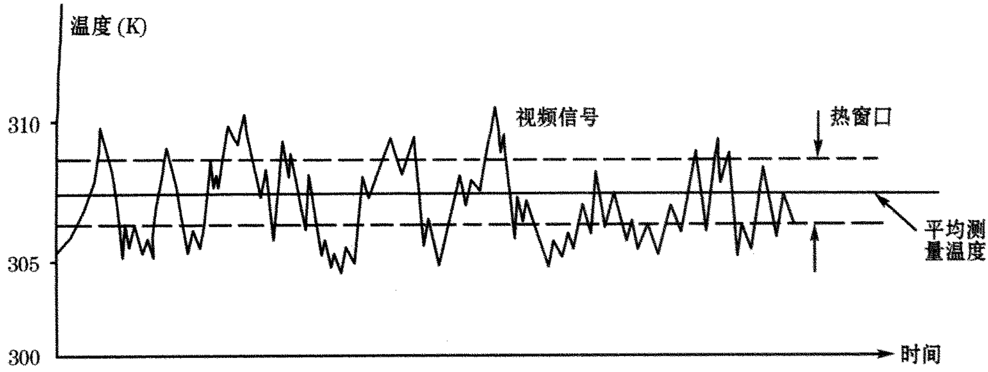


图 7－26　直流信号迭加到视频信号上

的阴极，以调节 CRT 的电子束。

水平和垂直扫描电路，由门发生器来控制。并有枕形校正和动态聚焦。而枕形校正信号的一部分经动态聚焦，去控制 5kV 的高压电源。

CRT 是采用长余辉荧光物质，可提供实时目标热像。

这种像机已成功地用于乳房疾病的探测，在工业方面也有多种用途。

3. 高分辨率医用像机

图 7－27 示出了医用像机的光路图。它由平面扫描镜转动而成椭圆形扫描。扫描器的头部装在病床上面的螺丝导杠上，螺丝导杠由病床二头的二根支柱支撑。当扫描在螺丝导杠上滑动时，就形成第二维的扫描。在调整盘上有二个叶片，当叶片挡住被测物的红外辐射进入探测器时，小光源的光却通过调制盘的反射而成像在被测物上，用来对被测部分定位。探测器为用锗掺汞。在每秒 20 条扫描线时，仪器的空间分辨率为 1mm，动态温度分辨率为 0.05℃，为目前医用红外照像机中温度分辨率比较高的仪器。

二、红外线诊断原理

红外线诊断主要是利用红外医用像机获得人体的热图，利用热图可以精确地测定体表大面积温度的细微变化（温度分辨率可达 0.03～0.05℃），进而利用热图研究疾病的规律，进行临床诊断。

利用热图进行诊断，可概述如下：

（一）正常人的热图像

人类虽然属于恒温动物，但身体的不同部位，在不同时间，处于不同生理状态下，其体温也在发生变化。反映到热图像上具有如下特点：

1. 具有对称性。正常人体皮温从头部到四肢左右两侧都具有对称性。头面部，

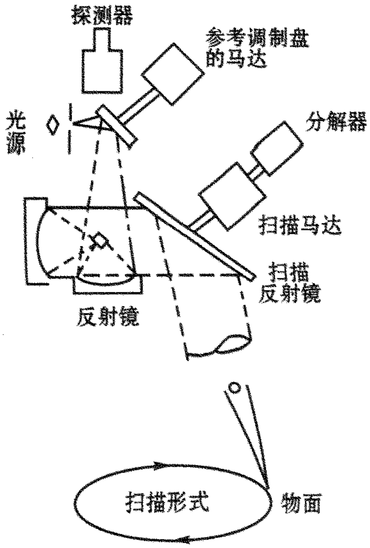


图 7-27　医用红外像机的光路图

躯干部温度最高，四肢皮肤近侧端要比远侧端高，但有时指、趾反而比肢体温度更高。胸部左侧比右侧皮温略高，这可能是由于心脏的影响。在脊背近中线部位比躯干两侧皮温要高。

2. 脂肪和毛发多的部位，皮温较低。因为脂肪和毛发都是热的不良导体，如臀部、膝部、胫骨前、鼻尖、眉毛等处，皮温都较低。

3. 女性体温受生理现象影响大，月经终期乳房温度降低。妊娠期、产褥期由于乳房血管的扩张，温度升高。有时左右乳房血管分布的差异，也影响其热图的对称性。

4. 环境温度、湿度、气压以及测定的时间、风速等因素对皮温均有一定的影响。

红外医用像机所摄制的热图一般为黑白图片，也可以是彩色的。但要注意，这种彩色不代表物体的真实颜色，而是用一种颜色代表一确定的温度。目前由于采用模拟数字转换技术，采用数字表示图像，使对图像的识别能力大大提高。

（二）利用热图诊断肿瘤

肿瘤有良性、恶性两种。良性肿瘤是由成熟细胞构成，生长缓慢，呈扩大性发育。因此，与周围皮肤温差较小。一般多在 1℃ 以内；但血管瘤例外，因其血运旺盛，温度较高，一般在 2℃ 以上。脂肪瘤、良性囊性甲状腺肿瘤，其皮温也较低。恶性肿瘤是由不成熟细胞构成，血管丰富，生长迅速，尤其是病变位于浅层者，如乳腺癌、上颌窦癌、甲状腺癌、Ewings 肉瘤等病变部位与近周皮肤温差较大，有时高出 2～3℃ 以上。并且热图像发生明显改变。一般临床上乳腺癌热图显示效果最好。诊断准确率较高。用热图诊断乳腺癌，其方法简单易行，并且准确率较高，故目前许多国家采用热图。摄影做乳腺癌普查手段。

第八章　血流量测量仪器

第一节　电磁血流量计

电磁血流量计是一种常用测量动脉血流的电子仪器。它有三个特点：①使用年代较长。自 1936 年开始利用电磁方法测量血流量以来，已积累了大量临床资料；②一般能对人的最大血管或者小到直径为 1mm 的血管均能进行测量；③在测量过程中，它是以测量容积流速为基准，故其灵敏度与流速的形态无关。

下面介绍电磁血流量的基本原理。

由图 8－1 可知，激励线圈产生与血流方向相垂直的磁场。

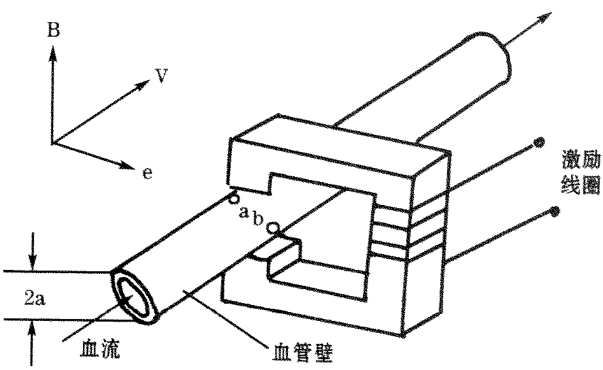


图 8－1　电磁血流量计原理图

根据法拉弟电磁感应定律，导电流体（例如血液）通过磁场时，将在流体中产生感应电动势，它与磁场方向和血流方向三者相互垂直，其感应电势 e 的大小可由下式表示。

$$e = BD\overline{V} \times 10^{-8}\ (V) = \frac{2aB\overline{V}}{100}\ (\mu V)$$

式中：B 表示磁场强度，单位用 G；

D 表示动脉血管的直径；

a 表示动脉血管的半径，单位用 cm；

$\overline{V}$ 表示血流速度，一般以动脉血管横截面上的平均速度进行计算，单位用 cm/s；

e 表示产生的感应电动势，单位用 v。

B、$\overline{V}$、e 三个向量彼此间的关系如图 8－1 所示。

上式表示感应电势 e 的大小与血流平均速度 $\overline{V}$ 成正比。只要知道感应电势的大小就能知道平均速度的数值。而感应电势的大小是很容易利用电子技术测得的。

下面让我们注意一下流量电势与流动形态的关系。

设 Q 表示容积流速，单位用 cm^3/s，则

$$Q = \overline{V} \cdot \pi a^2$$

代入上式得

$$e = \frac{BQ}{50\pi a}$$

由此可见，该式表示电磁血流量计测量技术中一个重要的优点，即流量的电势与流体的流动形态无关，也就是说，对一个给定的血管，若其直径和磁通密度一定，则感应电势的大小决定于其瞬时流速。而与流动形态无关。

下面介绍一个常用的典型方波电磁血流量计。

图 8－2 给出了一个典型的血流量计的方框图。它包括激励电流放大器与控制电路、激磁电流发生器、前置放大器、门电路、主放大器、相敏检波器、输出放大器和记录器。图中 a、b 表示一对传感电极；它固定在传感器探头的内表面。传感器探头需要紧紧地围住动脉血管，使探头的内直径近似地等于动脉血管的直径，如图 8－3 所示。

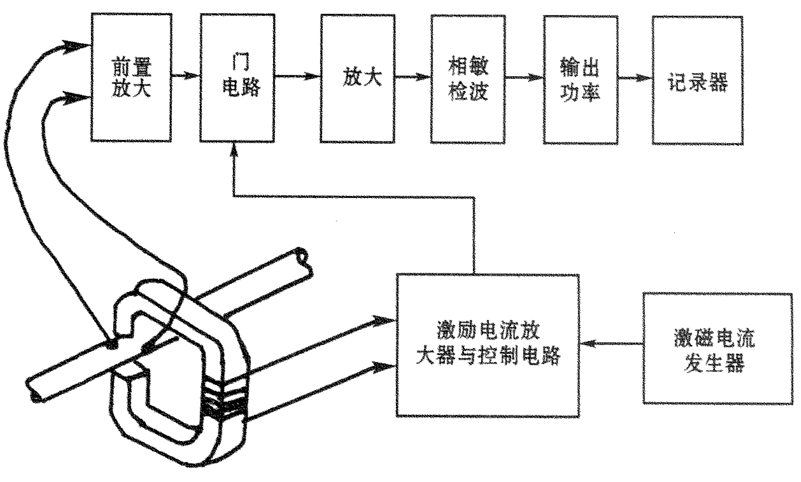


图 8－2　方波电磁血流量计方框图

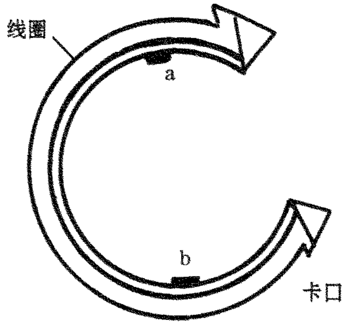


图 8－3　无芯单线圈式传感探头

图中激励线圈中通以方波形电流以产生激励磁场，但从理论上分析，激励电流也可用直流电流，但由于需要消除极化现象以及增加了信号处理的复杂过程，使仪器结构复杂，因此一般采用正弦波形电流或方波形电流用作激励电流比较方便。通常测量动脉式血流时，其激励电流采用频率为 400Hz；测量人工心肺机与人工肾脏机时，由于机内液体流动比较稳定，测量时一般采用频率为 50Hz 的正弦交流作为激励电流。

由图 8－2 可知，工作时，由于线圈中通过方波激励电流产生磁场，根据法拉第电磁感应定律，由于血液的流动将产生感应电动势，通过传感电极 a、b 将此电信号引出，再经前置放大、门电路、放大器和相敏检波器，即得到一个与流量成正比的电信号，再送到记录器中即可进行记录，或在显示器上进行显示。

下面就电磁血流量计在测量中应该注意的一些技术问题作一简要介绍。

一、循环电流

循环电流是指血管中流体各单元横截面积上，由于流体流速不等，在各单元上产生的电势也不相等，这样在液体本身就形成了循环电流。理论和实践均已证明，由于速度分布不等，这样在速度较高的区域将产生较大的电势增量，而在速度较低的区域将产生较小的电势增量，从而引起循环电流。显然由于循环电流的存在使得在测量时其流体电势与速度形态无关，从而给测量血流量带来了很大的方便。

二、流量计的灵敏度 S 的定义为

$$S = \frac{100e}{2aBV}$$

式中：e 以 μv 计算。

由此可以看出灵敏度 S 可以用相对于 1 的偏离大小表示流量计的性能接近理想的程度。

三、影响灵敏度的因素

（一）当血管壁导电率 δ_2 大于液体的电导率 δ_1，时，则灵敏度下降。若 $\delta_2 < \delta_1$，时，则灵敏度增加。如图 8－4 所示。

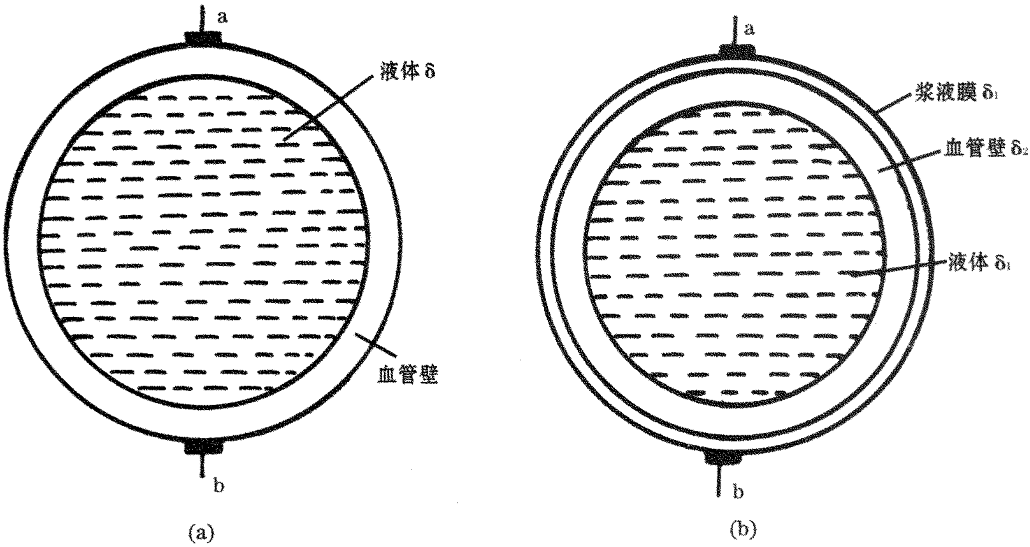


图 8－4　影响灵敏度的因素

（二）由于浆液膜的电导率 δ_3 大于血管壁的电导率，造成对流体电势的旁路，使灵敏度下降。

四、交流激励中的变压器电势

交流激励中的一个技术困难，就是产生了变压器电势，即由于电极导线和在二电极间通过血液的导电通路形成了一个环路。当磁通密度变化时，则在此导电环路中将感应出电势，其幅度与磁通变化率成正比。这一电势通常称为变压器电势。它比流量信号要大几个数量级。

为了消除变压器电势，测量时应仔细地放置电极导线，这是降低变压器电势的一种措施；另外在电极材料上可选用电阻率比血管壁高或相近的材料（如烧结的金属氧化物）；还可采用图 8－5 所示的方法，即把金属电极放在圆筒形的充满电解质的小洞的底部，这样在电极表面的电位梯度和通过金属、电解质极化层的感生电流将大大地降低。

上面介绍的是电极位于血管外的电磁血流量计。下面介绍一种电极位于血管内的电磁血流量计的工作原理。

图 8－6 给出了血管内测量血流量的原理图。

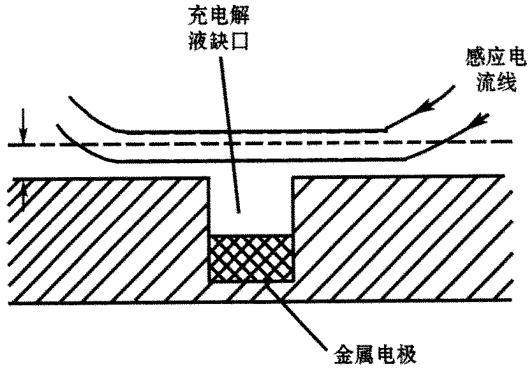


图 8－5　消除变压器电势的一种措施

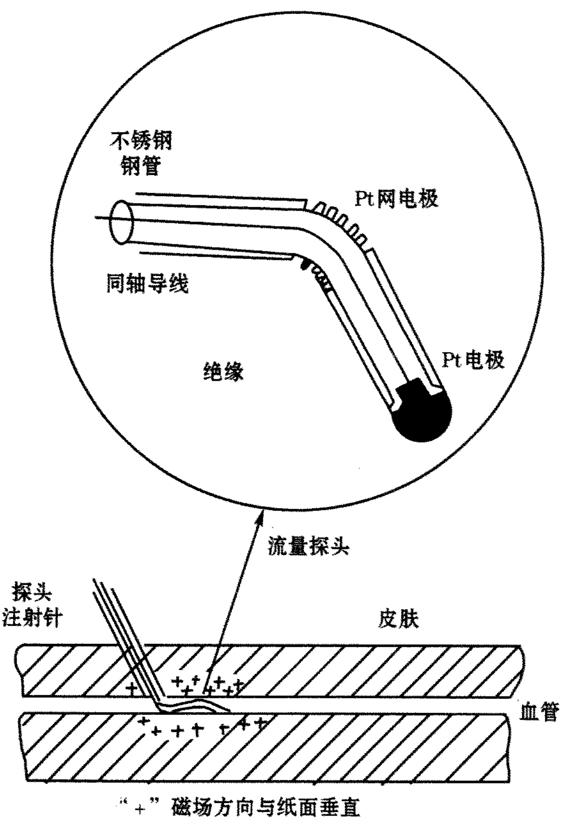


图 8－6　血管内血流量测量原理

由图可知，这一测量方法是以血管外部的交流磁场为基础。其磁场方向垂直于低面，流量探头包括一个细管结构，其中有两个电极用同轴导线引出。当探头的注

射针插入血管时，由于探头是柔性的，当电极触及血管内壁时，将要发生弯曲，使二电极分别与血管壁直径相对的内侧相接触，同轴导线的结构保证变压器电势的影响为最小，测量时可转动探头，直到流量信号为最大，即此时二个电极的平面与磁场垂直。然后借助 X 线照片求出血管的直径 D，即可求出容积流速。

这一方法可使流量探头做得很小，一般直径可小于 0.5m，这样小的探头可以采用经皮技术，用一细的皮下注射针管插入血管，然后将探头通过皮下注射针直接进入血管，即可进行测量。

第二节　压力梯度技术

利用压力梯度技术也可以直接求出流量 Q 的大小。临床上压力梯度技术操作比较简单，多用于对心脏插管的病人进行临床观察。

一、压力梯度技术的基本原理

压力梯度技术用以测量血流量是以测量瞬时流速为基础的。因为血流速度和沿血管的压力梯度之间存在着一定的数量关系。流体力学的研究已经指出，对于一个钢性圆筒管的横截面上的平均瞬时速度 V 与沿管子的瞬时压力梯度的关系式为

$$\frac{-\triangle P}{\triangle X}=\frac{1.1\rho}{g}\cdot\frac{d\overline{V}}{dt}+\frac{12.8\mu\overline{V}}{a^2 g}$$

式中：$\triangle P/\triangle X$ 为压力梯度

ρ 为液体密度

g 为重力加速度

μ 为粘度系数

a 为血管的内径

V 为平均速度

t 为时间

等式右边第一项为惯性分量，对于剧烈的脉动流量其值较大，对于稳态流动，其值接近于零。

等式右边第二项，一般称为摩擦分量，对脉动流量其值远远小于惯性分量，但在稳态流动条件下，其值与$\triangle p$ 近似成线性关系。

根据上述关系式，不难看出，对于一段动脉插管，并在相距$\triangle X$ 的二点测量静压，则平均流速可以由解上述微分方程求出。同时考虑到瞬时血流量 $Q=\pi a^2\cdot\overline{V}$ 得

$$\frac{-\triangle P}{\triangle X}=\frac{1.1\rho}{\pi a^2 g}\cdot\frac{DQ}{dt}+\frac{12.8\mu}{\pi a^4 g}$$

利用上式，可以由△P/△X 求出流量 Q。

二、一般方法

图 8－7 给出了一个利用压力梯度技术求流量 Q 的原理电路图。由图可知，测量时是利用具有二个特制的双腔导管放入大血管中，一般二个进入腔管的侧孔相距 4～6cm，可具有较高的测量精度。由于测量精度主要决定于测量压力差△p，设计时应设法使二个腔管的流体动力性质完全对称。为了减少测量△p 时的误差，一般采用差动传感器效果较好。

工作时，将差动传感器所测得的压差△p，送入放大器，再经运算放大器送入记录器，即得到流量 Q 的数值。其中血管半径是借助 X 线检查来决定。

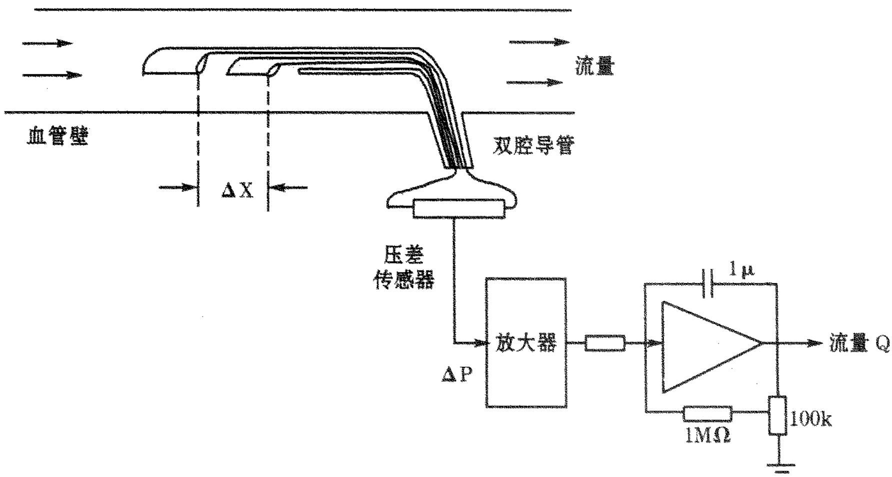


图 8－7　利用压力梯度技术测量流量原理图

第三节　热量血流量计

热量血流量计主要利用发热元件的热量损失的变化研究流体或气体中流量的改变。

本节主要介绍二种形式：血管内放入热敏电阻测量血流量和毛细血管血流量的测量，现分别叙述如下：

一、血管内置入热敏电阻测量血流量

这种方法是以发热元件的热量损失的变化为基础进行测量，整个测量系统需要两个温度检测器，如图 8－8 所示。图中热敏电阻 R_{T1} 是用来补偿环境温度变化；R_{T2} 是置于血管中的热敏电阻。工作时，当无血流流动时，电桥处于平衡状态，电流计指示为零。当血流流动时，由于改变了热敏电阻 R_{T1} 周围的介质状态，使得热的耗散常数发生改变，这时电桥失去平衡，电流计 G 的指针发生偏转，其偏传的大小即反映血流量的数值。

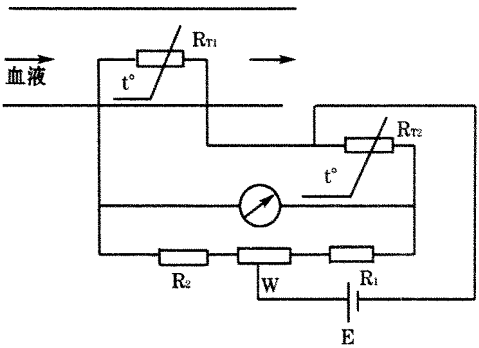


图 8－8　热敏电阻流量计原理图

根据上述原理，临床上使用的热敏电阻血流量计是将两只热敏电阻装在导管的相对侧，如图 8－9 所示。热敏电阻是 R_{T1}、R_{T2} 分别作为直流电桥的一个桥臂，工作时利用一个 2KHz 振荡器所提供的功率，使 R_{T2} 保持在比周围环境温度高几度的工作状态，而电桥的工作状态由直流放大器输出，其输出通过调制器去控制供给热敏电阻 R_{T2} 的交流功率，也就是说，通过反馈来保持 R_{T2} 和 R_{T1} 之间有一个不变的温度差，而加到 R_{T2} 上的功率的大小即反映出血流量的数值。

上述方案只能指出血流量的大小，而没有方向指示，若将两只热敏电阻装在一特制的端部塞中，其中一个只对正向流动是屏蔽的，而另一个只对反向流动是屏蔽的，并且每个热敏电阻对一位于中央的基准热敏电阻（装在正端部）保持一等温，采用这种方法可以得到一个简单的对应关系，即加到热敏电阻上的功率只与流速的对数成正比，利用这一关系即可在系统中进行适当变换就能得到一个与速度成比例的输出量。采用这种方案不仅能测出流量的大小，同时也能测出血流的方向。

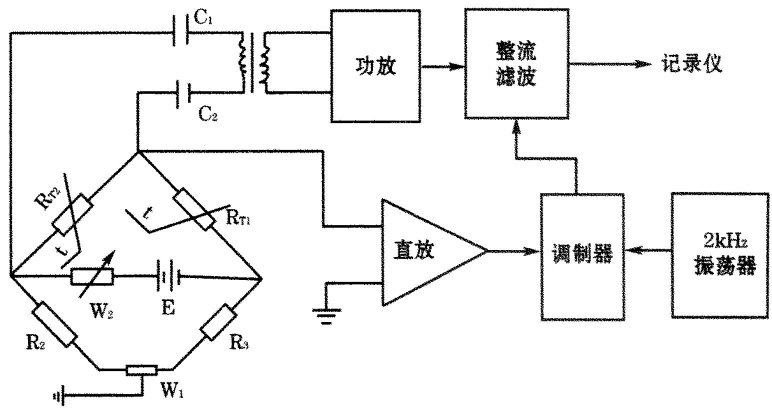


图 8－9　临床使用血流量计原理图

二、毛细血管血流量的测量

毛细血管血流量的测量的基本原理是基于局部的毛细血管血流量可以通过测量组织的表观导热速度率的大小来确定。因为当一热源与组织接触时，将由于传导和血流的流动而失去热量，从而使组织的表观导热率发生变化。实验指出，组织的表观导热率数值改变的大小与毛细血管中血流的速度成比例。而表观导热率的数值可以采用下述方法进行测量，即利用一等温加热器和基准温度检测器一起放在针探头中，然后插入组织进行测量，或者放在一盘中作经皮测量，也可测出表观导热率的数值的改变。

图 8－10 给出了一个经皮测量的原理图。图中的两个热敏电阻 R_{T1}、R_{T2} 放在一个直径为 1.5cm 的盘子上，其中 R_{T2} 包在一个加热线圈中，热敏电阻 R_{T1}、R_{T2} 分别为电桥的两个桥臂。工作时，当无血流流动时，两热敏电阻使交流电桥处于平衡状态。当有血流流动时，电桥处于不平衡信号用来控制供给加热线圈的脉冲宽度。而不平衡的信号大小即反映表观导热率的变化，利用这一数值可以测出毛细血管的血流量的大小。

第四节　指示剂稀释法

稀释法是一种测量血流量简便可行的方法之一，它不需要作重大的外科手术即可确定流过某一肌体的平均血流量，因而在临床上得到了较为广泛的应用。临床上常用的指示剂有：氧气、光学染料和热量。利用这些指示剂的被稀释可以测量血流

量的大小。现分别叙述如下：

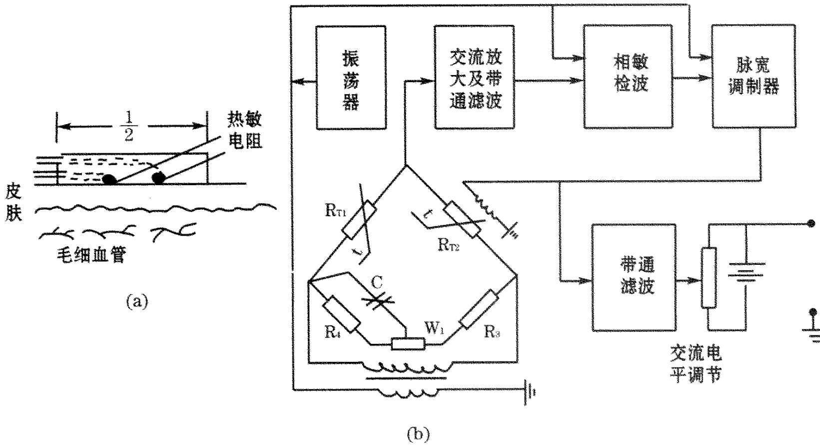


图 8 – 10　经皮测量的原理方框图

一、以 FicK 原理为基础进行稀释

FicK 在 1870 年即为生理学家和临床医师提供了一个测量流过肌体的平均流量的简易可行的方法。FicK 指出：如果一个指示剂的浓度在肌体的输入和输出侧是可知的，同时单位时间内加到肌体的指示剂的数值是知道的，则容积流量可由下式求出

$$Q = \frac{A}{C_i - C_0}$$

式中，Q 为容积流量，单位用 L/min；C_i 为输入的指示剂浓度；C_0 为输出的指示剂浓度；A 为加入或除去的指示剂；单位均用 mg/L 表示。

上式适用于在静态条件下进行测量。利用上式即可进行心脏输出的容积流量的测定。

（1）用氧气作为指示剂

从生理学可知，因为每分钟由肺除去的氧气量必须等于肺的血流量乘以静脉 – 动脉的氧气浓度差。而呼吸气体的容积流量，即呼吸系统除去的氧气量，可以通过呼吸量测量仪进行测定。再利用静脉和动脉插管取得血样，求出 C_i 和 C_0，由此即可算出心脏输出的容积流量。

（2）用光学染料作为指示剂

这一方法是以固定的速率将光学染料注入肺动脉。并用照相法测量光学染料转

化为动脉血液中的浓度。值得注意的是必须在注入开始后不久，并在再循环还未开始之间所出现的平稳状态，相应地在这时进行测定动脉血液中的染料浓度是最有效的，可以成功地计算出心脏的输出量。若再循环已经出现，将会造成染料浓度几乎连续地增加。这样就无法进行测定。在临床上为避免再循环所带来的问题，而采用氙作为指示剂，因为氙在经过肺时能从血液中放出，同时氙仅以少量的并且是可预计的量回到心脏的右心房。测量时，一方面向下腔静脉等速注入 133Xe，并在肺动脉用导管取血样，再在股动脉亦取血样，以便对再循环作一小的修正。利用标准的液体闪烁计数技术，可确定血样中的浓度，即可算出血流量的数值。

（3）利用热作为指示剂

临床上热亦可作为一种指示剂。热和氧气一样在血液流动过程中经过人体而被排除。利用热作为指示剂进行测量，一般的方法是把热注入右心房，并在热与右心室正常血流混合后，在肺动脉中所获得的混合物里进行采样。早期的一种方法（现在已被淘汰）是利用电热器加热，并用热敏电阻或热电偶测量温度的变化，从而确定血流量的数值。

二、迅速注入的稀释法

迅速注入的稀释法与上节 FicK 所指出的原理不同，它是一非稳态技术。工作时，将一丸适当的指示剂迅速地注入肌体的输入侧，并测量输出侧的指示剂浓度随时间的变化，从而得到一个指示剂浓度在时间上的变化曲线，一般称作指示剂的稀释曲线（IDC）。利用这一曲线可以求出血流量的大小，现说明如下。

因为迅速注入法是一非稳态技术，而 FicK 原理是一稳态技术，两者的出发点不同的。迅速注入法是假定所有注入流体的指示剂都传输到输出端，如果输出侧的指示剂浓度为 C（t），则对一稳态流动的血流量 Q（L/min），在 dt 时间间隔之内通过输出测量点的指示剂量为 dI，则

$$dI = QC(t)\,dt$$

对上式两边从 $t = 0$ 到 $t = \infty$ 进行积分，并注意到注入的一丸指示剂其数量为 I，即 dI 的积分值。于是得到流量 Q 为

$$Q = \frac{I}{\int_0^\infty C(t)\,dt}$$

上式表示，利用 IDC 曲线下面的面积即可求出流量的数值。

为了进一步说明 IDC 曲线的特点，现以对心脏输出测量的曲型 IDC 曲线为例进行说明。如图 8－11 所示。由图可知，在 t_0 时注入指示剂后，经过一段时间延迟，从时间 t_1（对应曲线的 B 点）浓度开始上升，出现峰值，峰值过后，从 t_2 到 t_3（对应曲线上的 C 点和 D 点）曲线按照指数规律衰减。若没有再次循环，曲线将沿着虚线一直衰减到零，其相应的时刻为 t_4；若出现再次循环，则在时刻 t_4 出现第二个峰

值，（对应于曲线上的 E 点）；再经一段时间待到达 t_5 时（对应于曲线上的 F 点），指示剂被完全混合在血液中。若患者左心与右心间有缺损时，在快速注射指示剂以后，待峰值出现之后，随即按照图 8－11 所示的曲线进行再次循环。

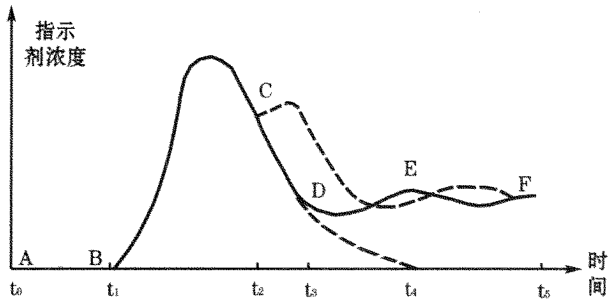


图 8－11　快速注射指示剂 IDC 曲线

为了便于计算，而不考虑再循环的影响，先假设曲线按指数规律衰减，将 IDC 曲线作在半对数坐标上，使指数下降波变成一条直线，从而就可以作长时间的外插，求出所需的积分数值，通常外插和积分往往是用一专用模拟或数字计算机来完成，而将心脏的输出量立即显示或记录下来。

染料稀释法是临床上测量心输出量普遍采用的方法。它使用的有色染料为靛氰蓝绿，这种染料具有 5 个特点，即具有惰性、无害、可测、经济和能用于动脉内。它的光学吸收峰值在 805nm，即对应于这一波长血液的光学吸收系数与氧气的充人无关。使用时，可将染料稀释在等压生理盐水中，并通过导管直接注入。一般是注射到肺动脉，在注射后大约经过 10min，将有 50% 左右的染料通过肾脏排出，所以在临床上可以进行反复地测定。

通常浓度与时间的关系曲线是通过一恒流泵获得。恒流泵从一条安放在股动脉或肱动脉的导管吸引血液，将血液引进一比色计试管中，如图 8－12 所示。即可连续地测量染料的深度。另外还可以利用两波道血氧计的 805nm 波道来测定染料稀释曲线。医务人员可通过把已知量的染料和血液混合，并通过透明管来指出比色计的标度，从而绘出 IDC 曲线。曲线的形状能够提供辅助性的诊断资料。例如图 8－11 中的虚线波形，即表示患者心脏左边与右边之间有缺损，造成分路，因而当血液反复循环比正常为快时，便较早出现反复循环峰。

下面再介绍一种利用热量作为指示剂的快速注入稀释法。

若用热量作为指示剂，其中温度将是被测量的参数，通常指示剂的影响可以在循环系统一周中被消除。利用这一特点，在临床上可以反复地进行测量，而不必考虑由于指示剂的积累所带来的影响。

在用于测量心脏输出时，通常是注入右心房一药丸状的冷生理盐水，而在肺动脉处利用热敏电阻探头来记录顺流的温度波形。

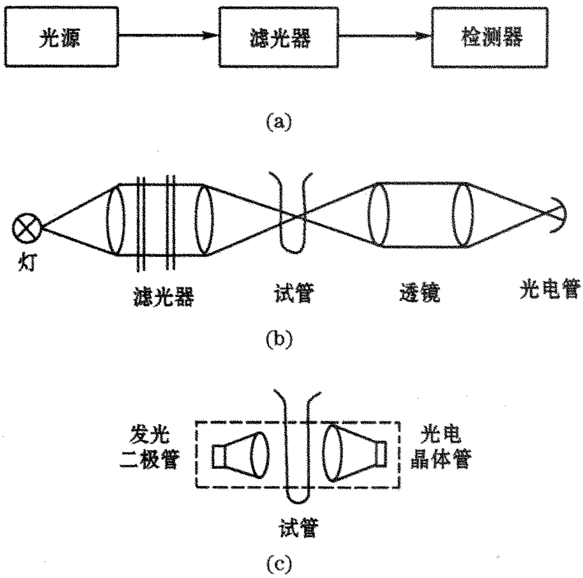


图 8－12　光学测量系统

（a）方框图　（b）典型系统组成　（c）固态组件系统

下面分析一下如何利用温度波形求出流量的数值。

设容积为 V，比重为 ρ_1，比热为 X_1，将温度为 T_1 的注入剂注入血流中，其血流温度为 T_2，则从血液传出热量将盐水从温度 T_1 加热到 T_2 时，此时所需热量为

$$I = V\rho_1 X_1 (T_2 - T_1)$$

假设注入剂的容积很小，通过采样点时的热量变化约为 dI，即

$$dI = Q\rho_2 X_2 [T_2 - T_1 (t)] dt$$

式中：T（t）为热敏电阻探头所测得的温度；Q 为容积流量；ρ_2 为血液的比重；X_2 为血液的比热。

将上式从 $t=0$ 到 $t=\infty$ 进行积分，即可求得容积流量

$$Q = \frac{V\rho_1 X_1 (T_2 - T_1)}{\rho_2 X_2 \int_0^{\infty} [T_2 - T_1 (t)] dt}$$

临床上也可利用静脉穿刺进行心脏输出的热稀释法测量。一般临床上是利用一个专门的双导管装置，内导管在其端部有一热敏电阻探头，它可以通过外腔管进行，从而把热敏电阻放在肺动脉中，外导管有一热敏电阻装在其端部的一侧，放在右心房并用于注入。于是利用这种双导管装置可以同时测得注入剂和稀释曲线，再利用面积仪或小型专用计算机即可求得心脏输出量的数值。

第四篇

临床检验常规仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　自动生化分析仪

自动生化分析仪是一种把生化分析中的取样、加试剂、去干扰、混合、恒温、反应、检测、结果处理以及清洗等过程中的部分或全部工作进行自动化操作的仪器。它完全模仿并代替了手工操作，已成为生化实验室不可缺少的仪器，使临床生化检验中的主要操作实现了机械化、自动化。自动生化分析仪的应用大大提高了生化检验的准确性、精密度和工作效率，适应了临床医学发展对检验医学的要求。

自动生化分析仪的始现于20世纪50年代，当时出现的是一种单通道、连续流动式。计算机控制的自动生化分析仪于20世纪70年代中期的出现，使其进入了一个崭新的发展时期。80年代以来，各种新型仪器竞相涌现，其功能及性能日趋完善。它们的共同特点是具有先进的光路系统和强大的数据处理功能，使检测速度大大提高。自动生化分析仪未来的发展趋势是随意连续高速度，组合化，超微量化，智能化和尖端化。

第一节　基本结构和原理

自动生化分析仪（auto chemistry analyzer）由分析部分和操作部分构成，二者可分为两个独立的单元，也可组合为一体机。分析部分主要由检测系统、进样和加液系统、反应系统和清洗系统等组成，负责样品的分析；操作部分就是计算机系统，贮存所有的系统软件，控制仪器的运行和操作以及进行复杂的数据处理。

一、检测系统

检测系统（detectionsystem）由光学系统和信号检测系统组成，是分析部分的核心，它的功能是将化学反应的光学变化转变成电信号。

（一）光学系统

光学系统由光源、光路、分光器等组成。它们的作用是提供足够强度的光束、单色光及比色的光路。

1. **光源**　自动生化分析仪的光源一般采用卤素灯（多为12W20V），寿命为800

小时左右，提供波长范围为 340nm ~ 800nm 的光源。

2. 光路　光路系统包括从发出光到信号接收的全部路径，由一组透镜、聚光镜、比色杯和分光元件等组成。有直射式光路和集束式光路系统及前分光和后分光之分。前分光的光路与一般分光光度计相同，即光源→分光元件→样品→检测器，如图 1 – 1 所示。后分光的光路是光源→样品→分光元件→检测器，就是将一束白光先照射到样品杯上，被吸收后的光再通过光栅分光，然后用检测器检测某一个波长的吸光度，见图 1 – 2。后分光的优点是不需移动仪器的任何部件，可同时选用双波长或多波长进行测定，降低了噪声，提高了分析的精度和准确度，减少了故障率。

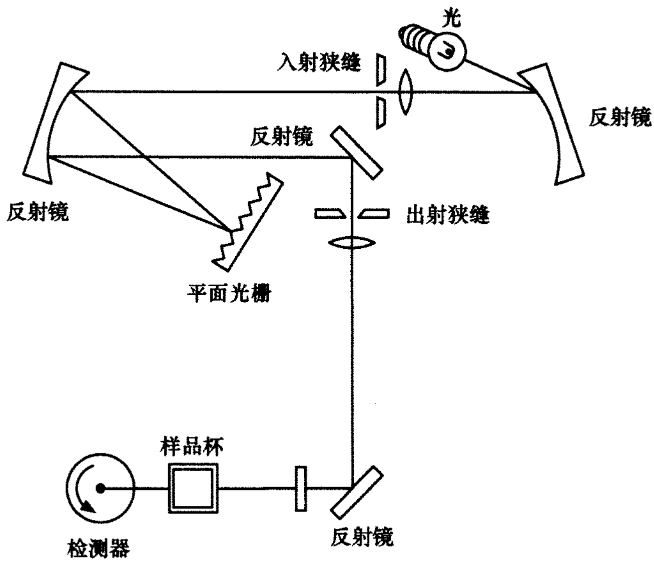


图 1 – 1　前分光光路示意图

直射式光路由于通过比色杯的光束较宽，难于减少所测试反应液的体积。集束式光路则是通过一个透镜使光束变窄，可检测低于 180μl 的反应液，使生化分析仪的超微量检测成为可能，见图 1 – 3。点光源技术的光束更小，照射到样品杯时仅为一个点，可使反应液的量降至 120μl。干化学生化分析仪的光路与一般的湿化学生化分析仪不同，它所采用的是反射式，而不是透射式，因为它采用的载体是固相的试纸，不具备透射功能。

3. 分光元件　分光元件有滤光片、全息反射式光栅和蚀刻式凹面光栅三种形式，均为紫外 – 可见光。滤光片均为干涉滤光片，有插入式和可旋转式滤光片槽、滤光片盘两种。全息反射式光栅是在玻璃上覆盖一层金属膜后制成，有一定程度的相差，易被腐蚀；蚀刻式光栅是将所选波长固定地刻制在凹面玻璃上（1mm 内可以蚀刻 4000 ~ 10000 条线），有耐磨损、抗腐蚀、无相差等优点。自动生化分析仪所用

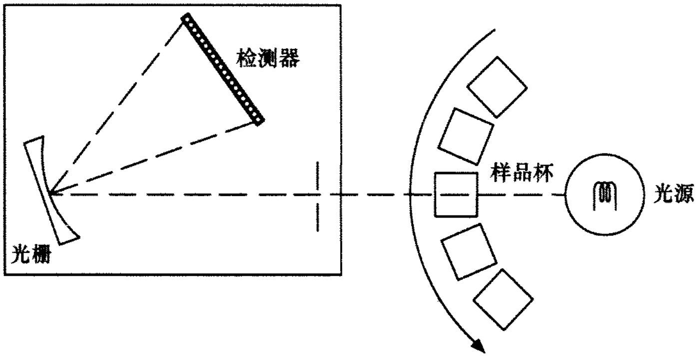


图 1－2 后分光光路示意图

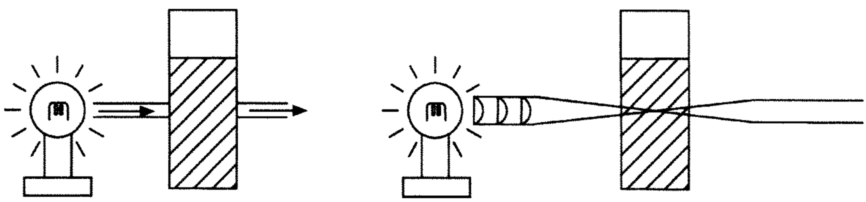


图 1－3　直射式与集束式光源示意图

的光栅与一般的分光光度计的连续光栅不同，都是不连续光栅。

4. 比色杯　比色是通过一定的厚度的比色杯进行的，比色杯的厚度即为光径。比色杯的厚度有 0.5cm、0.6cm 和 1cm 三种。光径小的可以减少样品和试剂用量。光径小于 1cm 时，仪器可以自动校正为 1cm。

比色杯有二种类型：

1）流动比色池：吸液器将试管内的有色溶液吸入固定的比色杯，进行比色后再吸出，此为单通道比色方式。这种比色杯也称流动比色池，如图 1－4 所示。半自动生化分析仪和单通道的全自动生化析仪都采用流动比色方式。

2）反应杯兼作为比色杯：反应杯以不同形式逐个连接在一起，形成一个盘结构，按指定顺序通过光路，进行连续比色，如图 1－5 所示，是多通道全自动生化分析仪的比色系统。近年来出现了一种袋式自动生化分析仪，它的反应杯是一种用特殊塑料制成的试验袋，比色方式属于反应杯连续比色。这些都省去了流动式比色的时间消耗和污染，大大提高了检测的速度。

（二）信号检测系统

信号检测系统（signal detecdon system）的功能是接收由光学系统产生的光信号，将其转换成电信号后放大，再把它们传送至数据处理单元。信号接收器一般为硅

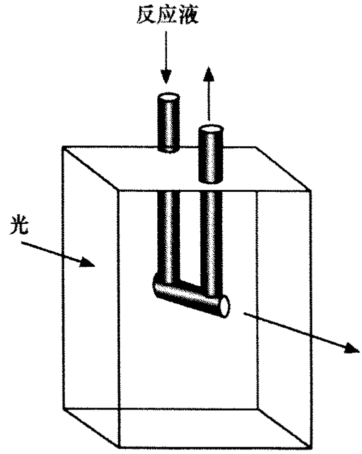


图 1－4　流动比色杯结构图

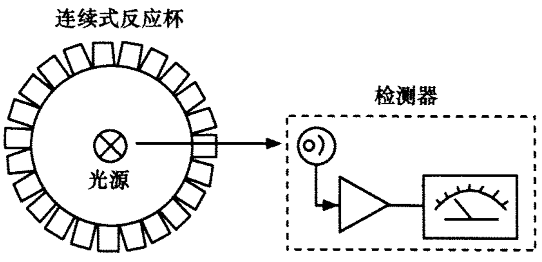


图 1－5　反应杯比色光路示意图

（矩阵）二极管，信号传送方式有光电信号传送和光导纤维传送两种，光导纤维传送技术更先进，可消除电磁波对信号的干扰，传送速度更快。

二、进样、加液系统

该系统包括放置样品和试剂的场所、识别装置和加液器。功能是模仿人工操作，识别样品和试剂，并把它们加入到反应器中。

（一）样品架（盘）和试剂盘

样品架是放置样品管的试管架，试管架为分散式，通过轨道运输，可有单通路轨道和双通路轨道两种，后者可与样品前处理系统连接，实现实验室的全自动化。样品盘是圆形的，可以放置样品管或样品杯，通过圆周的机械运动传送样品。样品箱是供放置样品盘所用，一般为室温。有些大型仪器已设计了具有冷藏功能的放置标准品和质控物的圆形样品盘，以供随时进行标准和质控或急诊的测定。

试剂盘用于放置实验项目所用的试剂，为圆形。试剂箱供放置试剂盘用，可有1～2个，多有冷藏装置（4℃～15℃）。

（二）加液系统

加液系统由吸量注射器和加样针及探针组成。

1. 吸量注射器　吸量注射器是用特殊的硬质玻璃（塑料）制成，包括阀门注射器和阀门。现代的吸量注射器都是通过各自的管路吸取样品和试剂，目前较为先进的定量吸取技术是采用脉冲数字步进电机定位，定位准确，故障率低，提高了加样的精度。如果加脱气装置，又可防止样品和试剂间的交叉污染。

2. 探针和加样针　探针包括样品探针和试剂探针，设置在加样针（样品针和试剂针）上，组成一体化探针。它们由机械臂来操控，进行样品和试剂的添加，加上特殊的冲洗技术，减少了交叉污染。探针的静电液面感应器可以感知有无样品，并具有自我保护功能，遇到障碍能自动停止并报警，可防止探针的损坏。新的样品探针还具有防堵塞的功能，遇到血凝块或其它杂物堵针时可对堵塞现象进行处理并报警。试剂探针可以通过探测液面高度，告知试剂的存量和可测样品数，也有自我保护功能。

（三）搅拌器

现代的搅拌器是一个独立系统，由电机和搅拌针组成。电机运动带动搅拌针转动，速度可达数万转/分钟，使反应液被充分混匀。搅拌针的下端是一个扁的金属杆，表面涂有一层不粘性材料（如特力伦），也有采用特殊的防粘清洗剂，其作用是减少携带率，从而使交叉污染率降至最低水平。

三、反应系统

反应系统（reaction system）由反应盘和恒温系统两部分组成。

（一）反应盘

反应盘是生化反应的场所，全部的反应杯位于其中，目前的全自动生化分析仪都用反应杯兼作比色杯，置于恒温箱中。

（二）恒温系统

自动生化分析仪通过恒温系统保持温度的恒定，以保证反应的正常进行，其保持恒温的方式有干式恒温、水浴循环加热式、恒温液循环间接加热式三种：

恒温控制器可以对25℃、30℃和37℃三种温度进行恒温，全自动生化分析仪的温度控制器一般只能控制37℃一种温度，少数也可以控制30℃和37℃两种温度。

四、清洗系统

清洗系统一般由吸液针、吐液针和擦拭块组成，可有五至九段清洗，段就是冲洗的步骤。清洗的工作流程为吸出反应液→吐入清洗剂→吸干→吐入去离子水→吸干→擦干。清洗剂可有碱性和酸性两种；吐入的去离子水在一些大型仪器上可以加热成温水，并且可反复清洗 2～3 次，有些还可以风干。这些功能有效地提高了洗涤效果，减少了交叉污染的程度以及测定的精密度和准确度。

五、数据处理系统

数据处理系统的功能主要包括结果计算、数据转换和输出等，这些都由机内或外接单独的计算机来完成。随着微机技术的进步，全自动生化分析仪的数据处理功能日趋完善，主要表现在具有各种校准方法、测定方法、多种质量监控方式、项目间结果计算、各种统计功能、多种报告打印方式、数据储存和调用、仪器使用状态的实时监控等。

第二节　自动生化分析仪的分类

自动生化分析仪根据仪器自动化程度的高低可分为全自动和半自动两种；根据仪器反应装置的结构原理可分为连续流动式、分立式、离心式和干式四类；根据同时可测项目的数量可分为单通道和多通道两种，单通道每次只能检查一个项目，但项目可换，多通道每次可同时检测多个项目；按反应载体的不同可分为普通液体型和干式生化分析仪；根据选择方式又有随机任选式和固定项目式之分。随机任选式就是多通道分析仪，是目前全自动生化分析仪的主流趋势，干式分析仪也已逐渐走进临床化学试验室以至患者家庭。

一、全自动生化分析仪

全自动生化分析仪是从加样开始到结果打印完全由仪器自动完成的自动化仪器。仪器功能全，灵活性大，易于操作，主观误差小，准确度、精密度和分析效率高。它们大多采用吸光度法，也有荧光光度法、光散射法、浊度测定法和离子选择性电极法，应用于常规生化、特种蛋白和药物监测等，既能用于终点法测定，又可

用于各种动态法测定。主要的功能有随机安排程序、急诊优先；可选择不同的组合分析，根据需要选择打印方式，有强大的贮存记忆功能，自检和自动报警功能；以及多种统计学处理功能。

（一）连续流动式自动分析仪

连续式是整个分析过程在管道内连续流动过程中完成。流动式是指测定项目相同的各待测样品与试剂混合后的化学反应在同一管道内流动的过程中完成，流动式又可分为空气分段系统和非分段系统。

连续流动式分析仪（continuous flow analyser）的工作原理是通过比例泵挤压泵管（试剂管、样品管、空气管），将样品依次连续吸入并沿样品管输送，样品流和试剂流在连续向前流动的过程中相遇、混合、透析（必要时）、保温、反应，然后被测定。

（二）离心式自动生化分析仪

离心式生化分析（centrifugal snayset）仪的全部检验过程是在一个类似离心机转头样的圆盘上完成的，离心式分析仪由加样部和分析部两个部分组成。加样部分包括样品盘、试剂盘、吸样臂（或管）、试剂臂和电子控制部分等。分析部分，除安装转头的离心机外，还有温控和光学检测系统，以及微机信息处理和显示系统。工作原理是将样品和试剂分别置于转头内，当离心机开动后，受离心力的作用，试剂和样品相互混合发生反应，最后流入圆盘外圈的比色槽内，通过比色计检测。这类分析仪的特点属于“同步分析”的原理，不同于其它分析仪的“顺序分析”。

（三）分立式自动生化分析仪

分立式生化分析仪（discrete anayser）是按手工操作的方式编排程序，以有节奏的机械动作代替手工，按顺序依次操作的仪器。该类仪器的样品和试剂在各自的试管（或反应杯）中进行，试管（反应杯）可兼作比色杯。该类仪器的恒温器体积较大，要容纳需保温的试管或反应盘。其它结构与流动式基本相似，工作流程如图 1－6 所示。分立式分析仪有单通道和多通道的，有固定项目式和随机任选式，也有大、中小型之分。

（四）干化学自动分析仪

干化学分析仪（dry chemical andyser）采用的是干化学方法，就是将原来发生在液相反应物中的反应，转移到一个固相载体上被检测。其原理是将某项检测所需要的全部试剂成分固化在具有特定结构的反应装置（试剂载体）上，当把样品加到载体上之后，液体成分将试剂溶解并发生反应，然后通过检测器检测反应信号。干化学分析仪定量测定采用的是反射光度法，依据反射介质不同，有多种理论。这类仪器分析速度快，操作简便，作为床边和急诊检测具有独特的优势。

（五）附加式和组合式自动生化分析仪

附加式自动生化分析仪就是将几个具有不同功能的分析仪融合在一台仪器中，

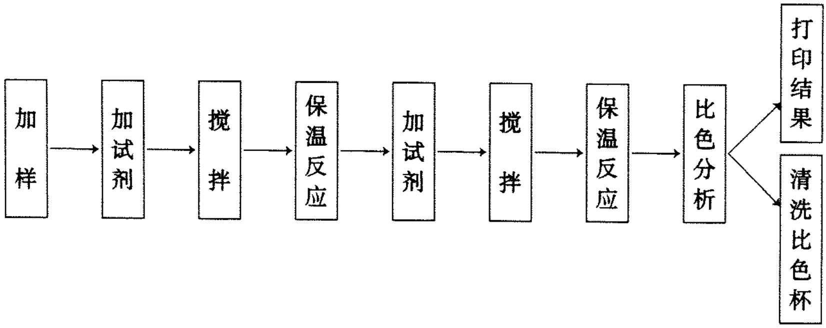


图 1－6　分立式生化分析仪工作流程框图

可同时完成血气、电解质、酶学、生化分析等。目前的一些大型全自动分析仪附加离子测定就属于这一种。由于合并了工作台，缩短了测定时间、提高了工作效率。这类仪器可以选择性地购置其中的几个部分，在需要时还可以继续配置升级。

组合式全自动生化分析仪是把大型全自动生化分析仪借助微机组合在一起完成测定，这类仪器也可称为模块式，每台仪器可看成是一个模块。测定样品时按照微机分工指令由各仪器完成不同测定，相当于一条工业流水线。可以统一打印报告，贮存报告，统一管理。这类仪器的发展方向就是生化检验全系统自动化的实现模式。

二、半自动生化分析仪

半自动生化分析仪指在分析过程中的部分操作（如加样、加试剂、混匀、结果记录等步骤）由手工完成，而吸入反应液、保温、比色测定、吸光度监测、结果的计算、打印等功能由仪器自动完成。与普通分光光度计相比，优点是节省试剂，可进行连续监测法的测试及结果计算，精密度和准确度高。且体积小，结构简单，灵活性大，价格便宜。

半自动生化分析仪主要用于动力学法、两点法及终点法的检测，可以采用人机对话方式操作。它有一个微量流动比色杯，由蠕动泵吸入和吸出反应液，最小比色液体积可少于 400μl。有 25℃、30℃和 37℃三种温度的控制器。目前可以输入、贮存 30～128 个项目的参数，根据需要选择不同的工作条件和检测项目，能液晶显示字符或图形。光学组件有滤片、固态元件或全息式衍射光栅三种，有 6～8 个波长或连续可调，波长范围 330nm～800nm（通常是 340nm～630nm，个别仪器可达 1100nm）。吸光度范围 0Abs～2.99Abs，吸光度分辨率为 0.001Abs，CV 可小于 1.5%。

主要用于标本量小，检测项目少的实验室，目前国内外的产品型号众多。主要结构有光源、分光组件、流动比色池、进排样系统、恒温系统、打印机、微机控制系统、显示和键盘、电源开关等。

第三节　自动生化分析仪的性能及评价

一、自动生化分析仪的性能

仪器的性能是人们选择仪器的主要依据。近年来，科学技术的不断进步，特别是电子技术和计算机技术飞速发展，新型仪器不断出现，使自动生化分析仪的性能和结构都有了很大的改进，功能和技术指标不断更新。本节仅就自动生化分析仪的主要技术指标和性能进行简要的介绍。

（一）自动化程度

自动化程度指在人发出指令后，能够由仪器自己独立完成工作的程度和可同步分析的检测项目数量等。如半自动生化分析仪能够完成比色、计算、打印结果等过程；全自动生化分析仪可以完成从加样品到打印结果的全过程。仪器自动化程度的高低取决于仪器所使用微机处理功能的大小，即使同是全自动分析仪，不同规格型号的仪器自动化程度也是有差异的。

（二）分析效率

分析效率是指在测定方法相同的情况下分析仪的分析速度，即单位时间可处理标本的能力。分析速度决定于一次测定中可测样品多少和可测项目的多少。如果是单通道分析仪，一次只能检测一个项目，分析效率较低，这里的分析效率指仪器一次可容纳的样品数量。对于多通道分析仪，一次可测定多个项目，节省了更换试剂的时间，提高了分析效率。全自动生化分析仪的分析速度一般表示为“test/h”，目前单台全自动生化分析仪的测试速度多从180test/h到3200test/h。

（三）精度和准确度

自动生化分析仪测定的精度和准确度是仪器的重要性能指标，取决于仪器各部件（加液、温度控制、波长、计时等）的加工精度和精确的工作状态。如分析仪采用的液体感应探针，防粘附的表面材料，搅拌针的转速和旋转方式，以及各种清洗方式等都将交叉污染的程度控制在最低限度，有些已经接近零水平。加样精度、恒温方式和测光方式也都是决定精度和准确度性的重要因素。

（四）应用范围及功能

仪器的应用范围指所能进行的分析方法以及可测定项目的种类，这是仪器的综合性指标，与仪器的设计原理及结构有关。分析方法除了分光光度法外，还能进行浊度法、离子选择性电极法、荧光法等测定。既可用终点法，也可作动态法检测。

可测定项目的种类，从早期常规的生化检验指标，到近年采免疫浊度法的特种蛋白、药物监测的分析和微量元素测定。

很多分析仪还具有一些特殊的功能，如双波长和多波长的测光技术，可以消除"背景噪声"，排除样品中溶血、脂血和胆红素的干扰。双试剂功能的出现又为消除样品内源性物质的干扰提供了有利的条件。多种校准及质量控制功能也是重要功能之一，它可以有效的保证测定结果准确度。

（五）其它性能

仪器的取液量、最小反应液体积、反应时间、可测吸光度范围也是我们评价仪器的指标。取液量决定样品与试剂的比例，该比例的范围越宽越好，这样才能适应选择更多试剂和方法之用。最小反应液体积指可被光度计准确检测的最小的反应液体积，反应液体积越少，越节省试剂，减少开支。自动生化分析仪的性能包括的范围很广，还有试剂的使用是封闭式还是开放式，以及仪器的性能价格比、条码识别功能等。

二、自动生化分析仪的评价

自动生化分析仪是一种设计完善、高度自动化、高精度、高准确度的分析仪器，一般不需要调节和校正。但在仪器开始使用之前，有必要进行一些技术指标的评价，如精密度，互染率、波长准确性、线性以及与其它仪器的相关性等。

（一）精密度评价

仪器的精密度测试主要有批内重复性和总精密度两个方面，反应仪器的测定结果的精密度。

1. **批内重复性**　测定批内重复性就是对样品的某一个或几个项目各重复测定 20 次，计算它的 CV 值即精密度，然后与厂家的该项技术指标进行比较。

2. **总精密度**　以血糖为例，选择两个浓度（有医学决定水平的正常和异常值），每天测定 2 批，每个浓度各平行两次，两批之间的时间间隔不少于 2 小时，连续 20 天，要求每天必须做室内质量控制。然后计算总精密度（S_T）。

（二）互染率

互染率的测定方法是选择在任一波长有特异吸收的溶液，如配制浓度相差 5～10 倍的两个不同浓度的重铬酸钾溶液，在 340nm 处比色。在用蒸馏水调零后，先用低浓度的连续比色三次（L_1，L_2，L_3），然后用高浓度的比色三次（H_1，H_2，H_3），再用低浓度的比色三次（L_4，L_5，L_6）。互染率计算方法：

$[(H_3 - H_1)/H_3] \times 100\%$ = 互染率%（高浓度对低浓度）

$[(L_4 - L_6)/L_6] \times 100\%$ = 互染率%（低浓度对高浓度）

互染率越小越好，应小于厂商估计的互染率。目前自动生化分析仪的互染率一般都小于 1%，有些近乎于 0%。

（三）波长检查

波长检查包括线性和准确性的检查。线性检查方法是用系列标准溶液在最大吸收处读取吸光度，然后绘制标准曲线或用回归法计算线性相关。准确性检查的方法有两种：①用已知准确摩尔浓度和摩尔消光系数（ε）的溶液在其特定波长比色，ε＝A 值/摩尔浓度，然后与标准 ε 比较。②与已知准确波长的仪器比较，如有漂移，应进行适当的校正。

（四）相关性

不同仪器的测定结果存在着一定的差别，为了取得一致的结果，有两台仪器以上的实验室，应该进行仪器间结果的比较。若仅有一台仪器，为了得到实验室之间的一致性，也可以用参考实验室的仪器进行比较。方法是相同的试验项目在不同的仪器上测定，然后用线性回归进行比较和校正，一般的全自动生化分析仪都设有校正程序。

第四节　自动生化分析仪的使用要点及方法

一、生化分析仪使用的基本常识

（一）工作环境

生化分析仪的工作环境主要有：电压 110V（通过变压器转为 220V）和 220V 两种，电流 50Hz～60Hz，温度 15℃～－30℃，湿度≤85%，仪器用水要求电导率＜1μS 或＞15MΩ，应远离强磁场的干扰。

（二）生化分析仪的安装

不同类型的仪器有所不同，半自动生化分析仪的安装与分光光度计相似，全自动生化分析仪的安装一般都由厂家派工程师负责安装和培训。

（三）仪器的操作

不同的仪器操作不尽相同，因此操作和注意事项请严格按照仪器的说明书建立操作规程，然后以此为依据进行操作。如出现故障，立即按故障说明上的指示来检查故障原因、排除故障，或与厂商联系，必要时由厂方派人维修。

（四）仪器的维护保养

各种自动生化分析仪的维护保养都有一定的程序：每日、每周、每月、三个月、半年等。主要的内容就是进行清洗和易损部件的更换，以及一些性能的检查，

如反应杯（比色杯）的清洗或更换，灯泡的光量检查或更换等。这些都是根据各种仪器自身的要求进行特定的维护和保养。对一些技术性较强的维护应由厂方派专人进行。生化分析仪的维护保养正向着有效和简单的方向发展，以适合大多数人使用，并能保证仪器的正常运行和具有较长的使用寿命为目的。

（五）建立配套的分析系统

分析系统是把方法、仪器、试剂和校准物（标准物）相配套，组成一个分析系统。开放式的试剂系统是选择仪器的一个重要指标，但自动生化分析技术的实践经验证明只有使用标准的分析系统，才能得到准确可靠的结果。在选择试剂和校正物时，应结合实际情况尽可能的使用与分析系统配套的产品。

二、生化分析仪的参数设置

生化分析仪的参数就是仪器工作的指令，操作者通过设置正确的参数控制仪器完成一系列复杂而有序的操作程序。指挥仪器工作的参数很多，有些参数是在生产制造中设置好的，如机械操作、计算机软件等，只需选择就可进行工作。这里所说的参数设置是指设置某个具体测试项目的指令，主要包括试剂量、样品量、测定方法、校正方法、反应时间、测定波长和控制因素等。

（一）样品与试剂的比例

样品与试剂量的确定一般按照试剂说明书上的比例，并结合仪器的特性进行设置。仪器的特性有：样品和试剂的最小加样量及加量范围、最小反应液的体积等。

（二）测定方法

自动生化分析仪一般都具备一点终点法、两点终点法和连续监测法等，可根据需要进行选择。

（三）校正方法

仪器内设置的校正方法一般包含二点校正、多点校正、线性、非线性（对数、指数法、量程法）等。

二点校正是指用一个浓度的标准晶和一个试剂空白进行校正的方法，该法要求反应必须符合朗伯－比尔定律，即标准（工作）曲线呈直线。多点校正是多个具有浓度梯度的标准品用非线性法进行校正，适用于标准（工作）曲线呈各种曲线形式的项目，如多数的免疫浊度法。非线性校正包括各种对数和指数校正及量程法校正，标准曲线呈对数或指数曲线特征的项目选择所对应方法校正。量程法则是根据标准曲线上每两点间浓度与吸光度的关系计算待测物的浓度。

（四）反应时间

生化反应的时间是某一项目所特有的，根据所采用的测定方法不同而异。一点

终点法的总蛋白为 10 分钟，白蛋白 1 分钟。速率法应为两个时间点，延滞时间和测定时间，如谷丙转氨酶延滞时间 1 分钟，测定时间 2 分钟。反应时间应根据试剂说明书或自己试验观察，作合理的选择和设置。大多数全自动生化分析仪用测定点来代表反应时间，如总反应时间是 10 分钟，分为 34 个点，根据每点所相当的时间选择适当的测定点。

（五）测定波长

波长的设定根据特定反应产物对光吸收的特点选择测定波长，如 NADH 和 NADPH 是 340nm，硝基苯类为 405nm，其它有色溶液则由其对光的特异性吸收波长而定。除了测定波长外，双波长测定还要选择有效的副波长。副波长的选择原则是干扰物在主波长的吸收与副波长有等吸光率或越接近越好，如己糖激酶法测定血糖主波长为 340nm，副波长可选 380nm，因为血红蛋白在这两个波长的吸光度相同，对消除溶血和浊度的影响比较有效。还应该注意副波长不能设在有色物吸收的灵敏区域内，否则会降低测定的灵敏度。

（六）其它条件

测试参数还有许多内容，与一些技术指标有关。如试剂空白值的上下限、线性范围的上下跟、反应液吸光度的上下限、参考值的上下限、标准测定的重复性以及质量控制规则等等，都可以对在反应过程中可能影响结果准确性的因素加以控制和排除。

三、自动生化分析方法

自动生化分析仪使用了高新技术方法，使常规生化实验室的基本方法，如终点法、连续监测法等得到了扩展。终点法包括单波长和双波长终点法、比色法和比浊法，一点终点法和二点终点法。连续监测法可分为速率 A、速率 B、二点速率，也可选择双波长。校正方法有多点线性校正、非线性的对数校正和量程法。

（一）终点法

终点法是实验室最常用的方法之一。它是反应混合物经一定时间反应后，达到平衡（终点），即在呈色反应处于稳定阶段时，检测其颜色对光的吸收强度，以此计算待测物的浓度。

1. 一点终点法　特点是使用一种或两种试剂，当样品和试剂混合后，待测物与试剂的物理化学反应达到终点时，测定一次吸光度，计算待测物的浓度。该法具有代表性的试验有总蛋白、白蛋白、葡萄糖氧化酶法等，手工操作的大多数方法都是一点终点法（见图 1－7）。

2. 二点终点法　二点终点法也称固定时间法，它可以用一种或二种试剂。可加双试剂的自动分析仪的问世使这种方法被广泛应用。优点是可以消除样品、试剂的

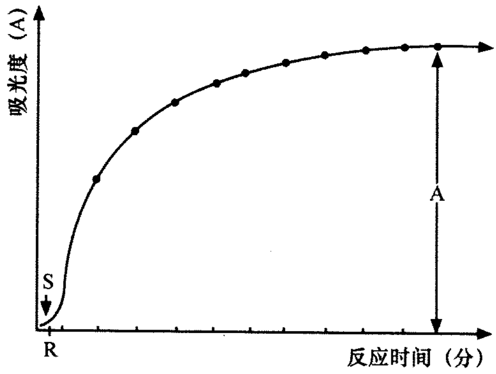


图 1－7　一点终点法反应示意图

颜色、浊度，和一些干扰物质对测定的干扰。若是单试剂，在样品与试剂混合后的延滞期后读取 A_1，一定时间后读取 A_2，$A = A_2 - A_1$。Jaffe 氏法测定肌酐就是一个典型的单试剂二点法的例子，见图 1－8。双试剂的二点法属于试剂启动法，原理是加入样品—试剂 1—读取 A_1，加入试剂 2—读取 A_2，见图 1－9。也是读取两次吸光度，第一次是相当于读出样品空白的值，加入试剂 2 至第二次读数才是实际呈色反应，因此 $A = A_2 - A_1$。

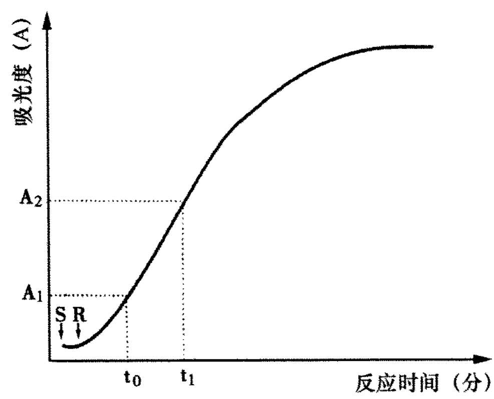


图 1－8　单试剂二点终点法原应示意图

（二）连续监测法

连续监测法属于动态法检测，适用于酶活性和代谢物检测，多有酶的参与。此法是通过适当的仪器，连续测定酶促反应过程中某一反应产物或底物的浓度随时间变化的情况。原理是在酶反应的最适条件下，用物理、化学或酶促反应的分析方法，在反应速度恒定期（零级反应期）来连续观察和记录一定反应时间内底物或产物量的变化，以单位时间酶反应初速度计算出酶活力的大小和代谢物的浓度。计算

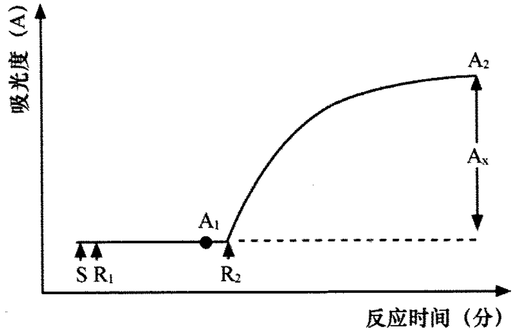


图 1－9　双试剂二点终点法反应示意图

方法有两种：①绝对法：酶活力（U/L）＝ΔA ×（反应液体积/样品体积）×（1000/消光系数）；②相对法：（U/L 或 mmol/L）＝［ΔA（测定）/ΔA（标准）］× 标准物的活力或浓度。

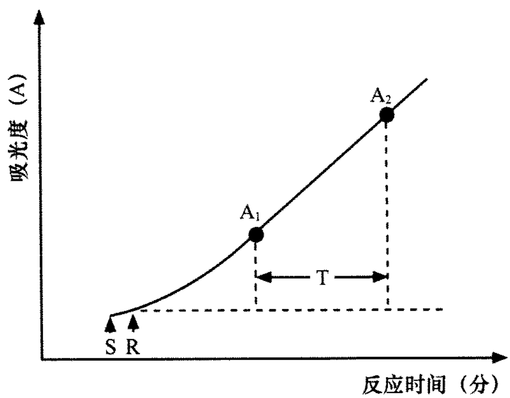


图 1－10　两点速率法反应示意图

连续监测法又称为速率法，其检测方法都是在反应呈线性期连续观察，计算出单位时间内吸光度值。

1. 两点速率法　观察两个时间点的吸光度，与单试剂二点法相似，但必须是在零级反应期。用两个吸光度的差值（A）除以时间（分），计算出每分钟的吸光度值，反应过程见图 1－11。

2. 多点速率法　在酶促反应进程的零级反应期间每隔一定时间（2 秒～30 秒）进行一次监测，连续监测多次，求出单位时间内的反应速度即 ΔA。这种方法又可分为：速率 A 法和多点 deta 法。速率 A 法也称最小二乘法，它是用最小平方法求得每分钟的吸光度变化（ΔA），从而求出浓度或活性值（见图 1－12），是全自动生化分析仪上最常使用的速率法。多点 deta 法是求出各点吸光度差即 $\delta = A_n - A_{n-1}$，取

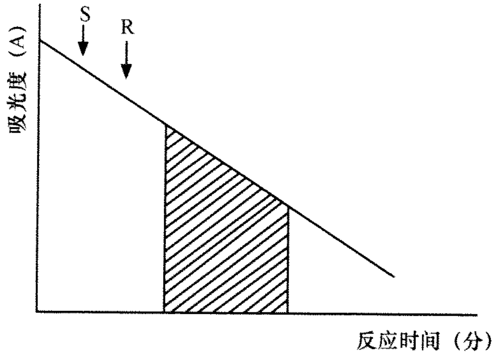


图 1-11　最小二乘法（速率 A 法）反应示意图

符合线性反应段的 δ 值，计算酶活力。仪器内已设置好符合线性反应条件，如果小于规定值，则弃去。仪器还可对获得的数据进行回归分析，去掉斜率值过大过小的部分，取线性部分，计算酶力单位。

（三）比浊法

比浊法也是一种终点法，不过是一种浊度测定，比浊法可用于化学比浊法和免疫比浊法。免疫比浊法又分为透射比浊和散射比浊，后者需要特殊的散射浊度计，自动生化分析仪一般只能作透射比浊。目前常用的免疫比浊法主要用于血清特种蛋白的检测，如载脂蛋白、微量蛋白、急性时相反应蛋白，免疫球蛋白等，以及某些药物监测。

（四）双波长法

双波长法不仅适用于终点法，也可用于动态监测法。其原理是检测计在对一待测物进行检测时，同时用两个波长检测，用主波长的吸光度减去副波长的吸光度，标准物与待测物同等对待，计算待测物的浓度。优点是可以通过消除背景吸收，而减少样品的颜色和浊度所产生的影响，它不仅可以有效地校准样本的混浊、溶血、黄疸等，还可对电源波动有补偿效果。这种方法也是当前自动分析仪的特点之一。

第二章 微生物快速检测仪

准确、快速地检测待检标本中的病原微生物一直是临床微生物检验方法学研究的目标，早期检测主要依靠手工操作。从培养基的配制、待测标本的接种、逐日观察培养瓶中细菌的生长变化、到最终结果的分析等，手续十分繁琐、费时、费力，且质量得不到保证。随着计算机技术的飞速发展，微生物的鉴定逐渐向快速化、微机化、自动化方向发展。现在可以通过各种标准化、商品化的配套培养基提供不同微生物生长所需的营养物质及 pH 值环境，而不同类型的培养仪可为各种微生物生长提供所需的温度和气体成份，从而可对不同来源的临床标本进行针对性检查鉴定。这就大大缩短了临床检测的工作时间，提高了检测的阳性率和准确性，是今后临床微生物学实验检查发展的方向。目前微生物鉴定的自动化系统大致分为两大类：一类是自动血培养检测和分析系统，主要功能是检测标本中是否有微生物存在；另一类是自动微生物鉴定及药敏系统，主要功能是将分离的微生物进行生化试验加以鉴定，同时进行抗生素敏感试验。本章将分别介绍这两类系统。

第一节 自动血培养检测和分析系统

正常人的血液是无菌的，当细菌侵入血液时，可引起菌血症或败血症，此时血培养检查的快速和准确性对疾病的诊断和治疗具有极其重要的意义。传统的血培养需每天观察培养瓶的变化并进行盲目传种，既费时、费力，阳性率又不高。20 世纪 70 年代以后，出现了许多半自动化和自动化的血培养检测和分析系统，使检测变成快速简便的自动化操作，缩短了工作时间，提高了阳性检出率。

自动血培养检测和分析系统（简称自动血培养系统）的发展经历了三代。这里对已逐渐成为自动血培养系统的新标准的第三代血培养系统，即连续监测血培养系统（contin - uous - monitoring blood culture system，CMBCS）进行介绍。

一、仪器的工作原理

自动血培养系统由计算机控制，对血培养实施连续、非侵入性瓶外监测。培养基营养丰富，监测灵敏度高，能使检出的时间缩短，检出病原菌的种类增加，污染明显减少。其工作原理主要是通过自动监测培养基（液）中的混浊度、pH 值、代谢终产物 CO_2 的浓度、荧光标记底物的变化或代谢产物的改变，从而定性地检测微生物的存在。根据其检测原理可将系统分为三类。

（一）以检测培养基导电性和电压为基础的血培养系统

血培养基中因含有不同电解质而具有一定导电性。微生物在生长代谢的过程中可产生质子、电子和各种带电荷的原子团（例如在液体培养基内 CO_2 转变成 HCO_3^-），通过电极检测培养基的导电性或电压可判断有无微生物生长。

（二）应用测压原理的血培养系统

很多需氧菌在胰酶消化大豆肉汤中生长时，由于需消耗培养瓶中的氧气，故首先表现为吸收气体。而厌氧菌生长时最初均无吸收气体现象，仅表现为产生气体（主要为 CO_2），因此利用培养瓶内压力的改变可检测微生物的生长情况。

1.ESP 系列　ESP（extra sending power）系列根据检测标本数量分为 128、256 及 384 型。以 128 型为例，有 8 个孵育器，4 个用于需氧菌振荡培养，4 个用于厌氧菌不振荡培养。培养瓶顶部的连接装置与仪器的感压探测器相接，探测器每 12min 监测一次需氧瓶，每 24min 监测一次厌氧瓶，并将气体压力数据传到计算机。计算机以气体压力对时间的变化制成生长曲线图，按照特有的方法处理曲线。当培养瓶顶部压力改变达到一定值时，则判断为阳性，即有细菌生长；否则为阴性，即无细菌生长。

2. 灵敏的自动化菌血测试系统　灵敏的自动化菌血测试系统（oxoid automated septieaemia investigationsystem，o.a.s.i.s.）与 ESP 检测方式略有不同。在其培养瓶的顶部有一激光探测器，每 5min 对瓶顶部的隔膜扫描一次，隔膜位置的升降可反映瓶内压力的改变。另外在 o.a.s.i.s. 培养瓶内有一个磁珠，通过磁珠搅拌达到振荡培养目的。见图 2 – 1。

（三）用光电原理监测的血培养系统

是目前国内外应用最广泛的自动血培养系统。其基本原理是微生物在代谢过程中必然会产生终代谢产物 CO_2，引起培养基 pH 及氧化还原电位改变。利用光电比色检测血培养瓶中某些代谢产物量的改变，可判断有无微生物生长。根据检测手段的不同，这类自动血培养系统又可分类。

1.BioArgos 系统　该系统利用红外分光计检测 CO_2 产生。系统有标本装载部分、

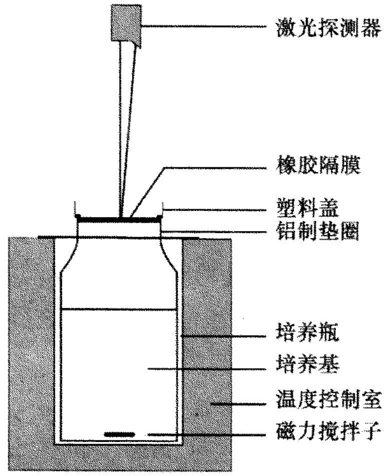


图 2-1　o.a.s.i.s. 系统检测原理示意图

检测部分、孵育部分和计算机部分。操作时，将已接种标本的血培养瓶放入标本装载区，然后由机械臂自动将培养瓶移入检测区。由红外分光计对培养瓶进行初次扫描，获得初始读数。血培养瓶被振荡 12s 后再移入孵育区进行培养，红外分光计连续监测培养瓶内 CO_2 的产生情况。如培养结果为阳性则由机械臂自动移入一个专门放阳性瓶的培养箱内待处理。阴性瓶则在第 8 天由机械臂倒入一个废液容器内处理。

2.BacT/Alert 系统　该系统在每个培养瓶底部装配一个带含水指示剂的 CO_2 感受器，感受器与瓶内液体培养基之间由一层离子排斥膜相隔，该膜仅允许 CO_2 通过，培养基中的其它成份包括氢离子均不能通过（见图 2-2）。当培养瓶内有微生物生长时，其释放出的 CO_2 可渗透至感受器，并与感受器指示剂上饱和水发生化学反应，产生游离氢离子使 pH 降低，感受器上的指示剂溴麝香草酚蓝由绿变黄。反应式如下：

$$CO_2 + H_2O = H_2CO_3 = H^+ + HCO_3^- \tag{2-1}$$

感受器下方的光发射二极管每 10min 闪光一次透射到感受器，再由一光电检测计检测其产生的反射光。随着感受器的颜色由绿变黄时，其反射光中的红光强度逐渐增强，反射光强度信号传送至微机后，会自动连续记忆并画成生长曲线图，由微机分析判断阴性或阳性，以此确定是否有微生物生长。阳性瓶的判断有三个标准：①起始值是否超过生物指数基值；② CO_2 的增加是否呈线性；③ CO_2 的产生率是否增加。大部分培养瓶采用后两条标准之一，而不是用是否超过基值来检测，这是 BacT/Alert 结果产生的假阳性较少的原因。

3.Bactec9000 系列　是 BACTEC 系统的最新产品，根据检测标本的数量不同分为

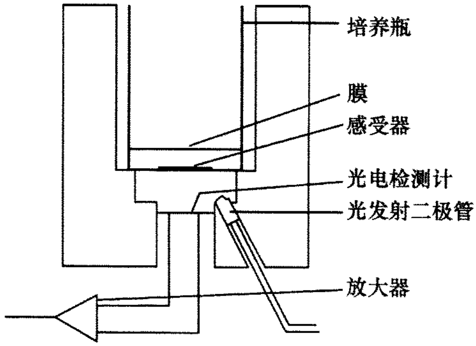


图 2－2　BacT/Alert 系统检测原理示意图

9050、9120 和 9240 三种型号。此系列与 BacT/Alert 的不同之处在于检测的机制、计算机检测微生物生长的程序和不同的培养基配方。BACTEC 系统利用荧光法作为检测手段（见图 2－3），其 CO_2 感受器上含有荧光物质。当培养瓶中有微生物生长时，产生的 CO_2 可与感受器中的水发生反应产生 H^+ 使 pH 降低，酸性环境促使感受器释放出荧光物质。从光发射二极管发射的光激发荧光物质而产生荧光。光电比色检测仪每 10min 直接对荧光强度进行检测，此荧光强度随 CO_2 的产生量增多而增强。数据传输到计算机后，生长监测系统根据荧光的线性增加或荧光产量的增加等特有标准分析细菌生长情况，最终判断阳性或阴性。

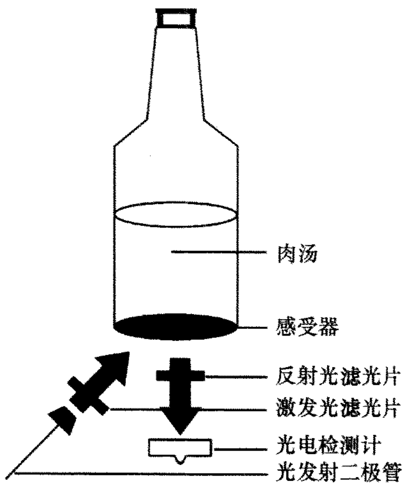


图 2－3　BACTEC 系统检测原理示意图

4. Vital 系统　该系统采用均质荧光技术（homogeneous fluorescence technology）来监测微生物的生长。也就是说，与培养基结合的荧光分子在最初具有一定荧光值，

当有微生物生长时，或产生 CO_2、或发生 pH 改变、或氧化还原电位改变时，均可导致液体培养基内的荧光分子结构发生改变而成为无荧光的化合物，即发生荧光衰减。通过光电比色计检测荧光衰减水平，可判断有无微生物生长。Vital 系统阳性结果的判断采用 3 种标准：①Slope 方式，用仪器对血培养检测的斜率与仪器的参考斜率比较，当检测斜率大于参考斜率则判为阳性，缓慢生长的微生物多以此方式报告；②Delta 方式，以单位时间内荧光值变化速度报告阳性，对数生长期细菌多以此方式报告；③Threshold 方式，荧光强度比仪器参考值低的血培养瓶均报告阳性，此方式也可对培养基是否过期进行判断。一般以①、②两种方式为主。

二、仪器的结构与功能

自动血培养系统的仪器型号较多，外观也各不相同，但工作原理相似的同类仪器其结构也基本相同。

自动血培养系统主要由三部分组成：培养瓶、培养仪和数据管理系统。

1. 培养瓶　为一次性无菌培养瓶，瓶内为负压，便于标本采集时依靠负压作用将血液直接引入培养瓶。

各种自动血培养系统均配有专用的需氧培养瓶和厌氧培养瓶，有些还配有小儿培养瓶。由于培养要求不同，不同类型培养瓶又各具特点。

由于接种的血容量对提高微生物检出率起着至关重要的作用，为保证样品的阳性检测率，培养瓶中需接种的血标本容量一般均为 10ml。小儿培养瓶一般接种量少些（为 5ml），瓶内培养基的量也相应减少。一些以光电原理监测的血培养系统，如 BacT/Alert 系统和 BACTEC9000 系列，在培养瓶底部还有一个 CO_2 感应器，用以监测反应微生物生长情况的 CO_2 变化或 pH 改变。

培养瓶应放置于 15℃～30℃，避光存放，若存放在冰箱内会出现沉淀，此时需将培养瓶重新恢复到室温，待沉淀消失后才能使用。瓶上贴有条形码，用条形码扫描器扫描后就能将该培养瓶信息输入微机。

2. 培养仪　设有恒温、振荡培养装置及监测装置。培养瓶放入仪器后进行培养及连续监测。不同类型自动血培养系统的单机检测样本数有所不同，一般为数十至数百个。监测数据传送至数据管理系统，一旦系统分析显示某一培养瓶达到阳性判断标准时，培养仪将会给予提示信息。

仪器通常还有各种接口，如数据柜接口、微机接口、打印机接口等。

3. 数据管理系统　自动血培养系统均配有微机，提供了必需的数据管理功能。数据管理系统是自动血培养系统不可分割的一部分，主要功能是收集并分析来自培养仪的数据，以及将患者和培养瓶的资料存入数据库。在不使用数据管理系统时，系统处于监视状态并出现监视屏幕。当需要患者资料及培养资料时，进入系统主菜单。数据管理系统可根据各实验室的要求追踪大量的信息，可保存基本或详尽的资

料（如患者检验号，培养瓶号，标本类型以及实验室自己设置的一些特殊项目资料），也可根据病区、微生物类型及时间追踪分析结果。一般还可给出工作量报告。

三、仪器的性能

全自动微生物培养和检测系统，具有以下性能特点。

1. 以连续、恒温、振荡方式培养，使细菌易于生长。

2. 采用封闭式非侵入性的瓶外监测方式，避免标本交叉感染，且无放射性污染，不需外接气体。

3. 自动连续监测，缩短了检测时间，保证了阳性标本检测的快速、准确。

4. 阳性结果报告及时，并经打印显示或报警提示，85%以上的阳性标本能在48小时内被检出。

5. 培养瓶可在任何时间放入培养系统，并进行追踪检测。

6. 数据处理功能较强，数据管理系统随时监视着感应器的读数，依据读数判定标本的阳性或阴性，并可进行流行病学的统计分析。

7. 设有内部质控系统，保证仪器的正常运转。

四、常见故障及维护

仪器使用过程中，不可避免会出现各种各样的问题，当仪器提示存在错误或警告信息时，操作者应立即针对不同的情况予以处理。

（一）温度异常（过高或过低）

多数情况下是由于仪器门打开的次数太多引起，需注意尽量减少仪器门开关次数，并确保培养过程中仪器门是紧闭的。通常培养仪的门要关闭30min后才能保持温度平衡。

血培养仪的培养温度条件要求较严格，必须在35℃～37℃范围内，为维持正确的培养温度，应经常进行温度核实。虽然系统温度会持续地显示在仪器上，必要时还是需用温度校对瓶进行手工核实，需注意温度计应经国家标准温度核对设备校正。

（二）瓶孔被污染

如果培养仪瓶孔内的培养瓶破裂或泄漏，需按各仪器要求及时进行清洁和消毒处理。

（三）数据管理系统与培养仪失去信息联系或不工作

此类故障只可能在微机与培养仪仪器相对独立的系统（如BacT/Alert）中出现。此时培养仪仍可监测标本，但它只能保留最后72h的数据，检测时也只能打印阳性

或阴性标本的位置。因此必须注意放置培养瓶时，需先扫描条形码，再将它放入启用的瓶孔内，患者、检验号、培养瓶的信息要等到微机系统工作之后才能输入。

（四）仪器对测试中的培养瓶出现异常反应

BacT/Alert 培养仪运行中，有时仪器测定系统认为某一瓶孔目前是空的，但是实际上孔内还有一被测的培养瓶（无论是阳性或阴性的），此时应通过打印或“Problem Log”命令读出存在问题的瓶孔号。若整个区块中的所有瓶号都被显示出来，那可能是区块有问题；若只列出一个瓶孔号，那就只是这个瓶孔有问题。故障排除方法：如果这一孔内的培养瓶已经被非法卸出，则可以不管这一信息；如果孔内还有培养瓶，则卸出此瓶，装入到另一孔内，然后对前孔作质控。在 BACTEC9050 培养仪中，出现此类故障的原因大多是由于培养瓶未经扫描条形码就放入仪器内，或虽已扫描，但未放入规定的瓶孔中，系统将这些培养瓶归为“匿名瓶”，在显示屏上会出现提示信息。此时应将“匿名瓶”取出，重新扫描后放入。

五、血培养仪的进展

从 20 世纪 70 年代至今已有三代血培养系统问世及使用，且性能不断地得以改进和完善。

第一代以放射性测定 BACTEC 系统为代表。其培养基中含有 ^{14}C 合成的代谢产物前体物质，微生物在血液与培养基的混合物中生长时，会产生 $^{14}CO_2$ 作为代谢副产物。系统检测 $^{14}CO_2$ 的含量，并通过数字化来表示生长指数（growth index value，GIV），以此来检测微生物的生长，而且使微生物生长的检测趋于标准化及自动化。其主要缺点在于不能每瓶均接种 10ml 较大量的血培养物（血容量对于提高微生物检出率是至关重要的）。而且 ^{14}C 有放射性污染的危险性，相对于其它自动化血培养系统其检测速度较慢，测试瓶之间有交叉污染（假菌血症）等，特别是处理大量血培养标本的实验室，放射性污染物的处理成为较棘手的问题。

第二代 BACTEC 非放射测定系统兼顾了放射性系统所有优点，还有接种样本体积大（可达 10ml）、检测时间缩短、大容量有效的瓶架、无放射性污染的特点，所以至今仍在临床医院广泛使用，常用来作为其它血培养系统的对照系统。尽管与 CMBCS 相比有明显的不足，但对于一般中、小实验室来说，仍不失为一种较好的选择。

第三代的 CMBCS 克服了早期 BACTEC 系统的一些缺点。其培养箱、搅拌系统及检测系统合为一体，当培养瓶装到仪器上去后，除处理阳性标本、丢弃阴性标本之外，不再需要进行其它的手工操作；检测系统具有无损伤特点，不需要额外的气体供应；培养瓶可连续监测，减少了检测出微生物生长的时间；系统内至少有一种可减少假阳性结果的仪器检测信号；所有系统的培养瓶都能接受 10ml 体积的血接种标

本等。这些改进均提高了样品的阳性检出率，缩短了检测周期，提高了仪器的自动化程度。

随着生命科学和数码信息技术的飞速发展，还可能研制出更符合临床要求的血培养系统：其检出的范围更广、阳性检出率更高；高灵敏度，污染率、假阳性率和假阴性率最低；体积更小、成本更低，仅需微量血液标本即可检出其中所有的微生物；检测周期更短，结果报告更快；使血培养检查更容易被患者接受。

第二节　微生物自动鉴定及药敏系统

微生物的鉴定是微生物分类的实验过程。20 世纪 70 年代以后，逐步发明了许多自动化仪器、微量快速培养基和微量生化反应系统，使原来的手工操作实现了自动化和机械化。目前已有多种微生物自动鉴定及抗菌药物敏感性测试系统问世。这些自动化系统具有先进的微机系统，广泛的鉴定功能，适用于临床微生物实验室、卫生防疫和商检系统，主要功能包括微生物鉴定、抗菌药物敏感性试验（antimicrobial susceptibility teat，AST）及最低抑菌浓度（minimal inhibitory concentration，MIC）的测定等。其准确性和可靠性均已大大提高。目前的微生物自动鉴定及抗菌药物敏感性测试系统主要检测对象仅为细菌，其它的微生物鉴定仍然依靠手工操作。

一、工作原理

（一）鉴定原理

采用数码鉴定原理。每个用于鉴定的测试卡内有 30 项生化反应，从第一项开始，每 3 项生化反应归为一组，共 10 组。鉴定过程中，若组内的第 1 项生化反应为阳性，则将该项的值记为“4”，若第二项反应为阳性则将该项的值记为“2”，若第三项反应为阳性则将该项的值记为“1”，反应为阴性的各项则记为“0”。然后将每组 3 项反应的阴、阳性结果转换成的数值相加，如此每组可得到一个数值。10 组共产生 10 个数值，将各组反应的组值按顺序排列在一起，30 项生化反应可得到一组 10 位数的生物数码。在鉴定时有时还需外加补充试验，共可获得 11 位生物数码。计算机系统自动将这些生物数码与编码数据库进行对比，获得相似系统鉴定值。

微生物自动鉴定系统的鉴定板包括常规革兰阳（阴）性板和快速荧光革兰阳（阴）性板两种，其检测原理有所不同。常规革兰阳（阴）性板对各项生化反应结果（阴性或阳性）的判定是根据比色法的原理，系统以各孔的反应值作为判断依据，组成数码并与数据库中已知分类单位相比较，获得相似系统鉴定值；快速荧光革兰阳（阴）性板则根据荧光法的鉴定原理，通过检测荧光底物的水解、荧光底物

被利用后的 pH 变化、特殊代谢产物的生成和某些代谢产物的生成率来进行菌种鉴定。

（二）抗菌药物敏感性试验的检测原理

自动化抗菌药物敏感性试验使用药敏测试板（卡）进行测试，其实质是微型化的肉汤稀释试验。仪器每隔一定时间自动测定小孔中细菌生长状况，得出待检菌在各药物浓度的生长斜率，经回归分析得到最低抑菌浓度 MIC 值，并根据 NCCLS 标准得到相应敏感度：敏感"S（sensitive）"、中度敏感"MS（middle - sensitive）"和耐药"R（resistance）"。

药敏测试板也分为常规测试板和快速荧光测试板两种。常规测试板的检测原理为比浊法（turbidimetric）；快速荧光测试板的检测原理为荧光法。

二、基本结构与功能

（一）测试卡（板）

各种微生物自动鉴定及药敏系统均配有测试卡或测试板。测试卡（板）是系统的工作基础，各种不同的测试卡（板）具有不同的功能。最基本的测试卡（板）包括革兰阳性菌鉴定卡（板）、革兰阴性菌鉴定卡（板）、革兰阳性菌药敏试验卡（板）和革兰阴性菌药敏试验卡（板）。使用时应根据涂片和革兰染色结果进行选择。此外，有些系统还配有分别可以鉴定厌氧菌、酵母菌、需氧芽胞杆菌、奈瑟菌和嗜血杆菌、李斯特菌、弯曲菌等菌种的特殊鉴定卡（板）以及多种不同菌属的药敏试验卡（板）。

各测试卡（板）上都附有条形码，上机前经条形码扫描器扫描后可被系统识别，系统会自动给测试板编号，以防标本混淆。

（二）菌液接种器

绝大多数自动微生物鉴定及药敏系统都配有自动接种器，大致可分为真空接种器和活塞接种器。测试卡的菌液接种一般采用真空接种器。该部件分为上、下两部分：上部为封口器并有切割作用，下部为真空充液接种装置。测试板的菌液接种一般采用活塞接种器。

（三）培养和监测系统

测试卡（板）接种菌液后即可放入孵箱/读数器中进行培养和监测。一般在测试卡（板）放入孵箱后，监测系统要对测试板进行一次初次扫描，并将各孔的检测数据自动储存起来作为以后读板结果的对照。有些通过比色法测定的测试板经适当的孵育后，某些测试孔需添加试剂，此时系统会自动添加，并延长孵育的时间。

监测系统每隔一定时间对每孔的透光度或荧光物质的变化进行检测。快速荧光测定系统可直接对荧光测试板各孔中产生的荧光进行测定，并将荧光信号转换成电

信号，数据管理系统将这些电信号转换成数码，与原已储存的对照值相比较，推断出菌种的类型及药敏结果。常规测试板则直接检测电信号，从干涉滤光片过滤的光通过光导纤维导入测试板上的各个测试孔，光感受二极管测定通过每个测试孔的光量，产生相应的电信号，从而推断出菌种的类型及药敏结果。

（四）数据管理系统

数据管理系统就像整个系统的神经中枢，始终保持与孵箱/读数器、打印机的联络，控制孵箱温度，自动定时读数，负责数据的转换及分析处理。当反应完成时，计算机自动打印报告，并可进行菌种发生率、菌种分离率、抗生素耐药率等流行病学统计。有些还配有专家系统，可根据药敏试验的结果提示有何种耐药机制的存在，对药敏试验的结果进行“解释性”判读。

三、仪器的性能评价

1. 自动化程度较高　可联机孵育、定时扫描、自动加样、读数、分析、打印报告等，节省人力并减少人为差错和误差。

2. 功能范围大　包括需氧菌、厌氧菌、真菌鉴定及细菌药物敏感试验、最低抑菌浓度（MIC）测定。

3. 检测速度快　快速荧光测试板的鉴定时间一般为 2～4 小时，绝大多数细菌的鉴定可在 4～6 小时内得出结果，常规测试板的鉴定时间一般为 18 小时左右。

4. 结果准确，鉴定微生物种类广泛　系统具有较大的细菌资料库，鉴定细菌种类可达 100～700 余种不等，可进行数十甚至 100 多种不同抗生素的敏感性测试。

5. 使用一次性测试卡或测试板　可避免由于洗刷不洁而造成人为误差。测试卡或测试板的抗生素组合种类较多，便于临床实际应用选择。

6. 设置可供使用者调节的可变程序　系统内的软件大多可不断升级，数据统计功能不断增强，使设备功能不会老化。可自动对完成的鉴定样本及药敏试验作出统计和生成多种统计学报告。可随时调出统计学报告，为医院感染的控制及流行病学调查提供科学的依据。

四、仪器维护

1. 严格按手册规定进行开机和关机，防止因程序错误造成信息丢失。

2. 定期清洁真空仓、封口器和读数器反光镜，避免由于灰尘而影响判断的正确性。

3. 定期（3 个月）用 ATCC 标准菌株测试各种试卡一次，并作好质控记录。

4. 建立故障和维修记录，详细记录每次故障的时间、内容、性质、原因和解决办法。

5. 定期由工程师作全面保养，并排除故障隐患。

五、微生物自动鉴定及药敏系统的进展

微生物鉴定和药敏系统的发展顺应了临床的新需要。从早期的半自动检测仪到目前的全自动快速检测仪，可鉴定的微生物种类范围不断扩大，鉴定速度越来越快，自动化程度也越来越高。特别是近来推出的一些新型检测仪中，加入了专家系统，即把临床微生物和抗生素耐药性方面卓有成效的一流专家的经验，编成一条条规则的软件，对细菌的药敏结果进行自动监测。可根据药敏试验的结果提示有何种耐药机制的存在，能对药敏试验的结果进行"解释性"判读，对临床正确、合理使用抗生素有很大的帮助。专家系统还能自动复核检验结果，如发现鉴定与药敏不符合的现象，即发出提示，要求进行复查。这也是临床微生物在检测手段上一个很大的进步。

第三章　生物安全柜

临床实验室由于要接收各类患者的标本，是一个具有一定危险性的工作场所。保护其工作人员的安全和健康，防止生物危害性的污染已经成为迫切需要解决的问题。2003 年世界范围严重急性呼吸道综合征（Severe Acute Respiratory Syndrome，SARS）的爆发流行，更使人们认识到生物安全防护的重要性。2003 年 5 月 9 日美国疾病控制中心发布了最新的实验室生物安全级别标准，即生物安全三级（Biosafety Level Three，BSL－3）标准。我国也很快修订了有关的实验室管理规定。在这些标准和规定中，进行生物安全防护的一个必不可少的设备就是生物安全柜。它是生物安全一级屏障的主要防护设施。

本章主要介绍生物安全柜的分类、结构和功能、使用和维护。

第一节　生物安全柜的工作原理和分类

一、工作原理

生物安全柜（biosafety cabinet）是防止操作处理过程中某些含有危险性或未知性生物微粒发生气溶胶散逸的箱形空气净化负压安全装置。气溶胶（aerosol）是指悬浮于气体介质中、粒径一般为 0.001μm～100μm 的固态、液态微粒所形成的胶溶态分散体系。生物安全柜的工作原理主要是将柜内空气向外抽吸，使柜内保持负压状态，通过垂直气流来保护工作人员；外界空气经高效过滤器（high efficiency partial air filter，HEPA）过滤后进入安全柜内，以避免处理样品被污染；柜内的空气也需经过过滤器过滤后再排放到大气中，以保护环境。

二、生物安全柜的分类

根据防护程度的不同，通常将生物安全柜分为Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ级。

Ⅰ级生物安全柜是指用于保护操作人员安全与环境安全的通风安全柜。适用于

对处、理样品安全性无要求且生物危险度等级（参照美国 1992 年版 NSF49（National Sanitation Foundation Standard Number49）标准）为 1、2、3 的媒质的操作。因为不考虑处理样品是否会被进入柜内的空气污染，故对进入柜内的空气洁净度要求不高；为了保护操作人员安全和保护环境，其向内的非循环吸入气流必须远离操作者；安全柜中的气体在外排到大气以前必须先经过滤器过滤。

Ⅱ级生物安全柜是指用于保护操作人员、处理样品安全与环境安全的通风安全柜。为了保护操作人员的安全、处理样品的安全和保护环境，柜内保持负压状态，位于前部开口区域的气流由于存在压力差而向内吸入；垂直气流为经高效过滤器过滤的净化空气；安全柜排出的气体须经高效过滤器过滤后再排放到大气中。Ⅱ级生物安全柜通常适用于生物危险度等级为 1、2、3 的媒质的操作。当有毒化学物质或放射性核物质被用作微生物研究或制药的添加物时，应使用专为此目的设计制造的Ⅱ级生物安全柜。

Ⅱ级生物安全柜为临床生物防护中应用最普遍的一类生物安全柜。临床中处理高浓度或大容量感染性材料时，以Ⅱ级生物安全柜应用最多。Ⅱ级生物安全柜至少需装置一个高效空气过滤器对外排气体进行净化，工作空间为经高效过滤器净化的无涡流的单向流空气。工作时正面玻璃推拉窗打开一半，上部为观察窗，下部为操作窗口。由于外排风机将安全柜内空气不断地向外抽吸，使柜内保持负压状态，外部空气只可能由操作窗口吸进，而不可能由操作窗口逸出。工作状态下遵守操作规程时，既可保证工作人员不受处理样品的危害，也保证处理样品不受污染。通过设计、制造技术，实现性能参数（包括生物安全性能、气流组织结构、气流压力差、密封性能、洁净度、噪声、照度、温升、振动、漏电流、接地电阻的阻值和极性等）的优化，进而向人员、样品和环境提供保护，并实现操作的可靠性及耐用性。按照 NSF49 标准，一般将Ⅱ级生物安全柜划分为 A、B1、B2、B3 四个类型：

A 型：①维持穿过工作台开口面的最小平均吸入口风速（计算或测量值）为 0.38m/s（75ft/min）；②由静压箱送出的，经高效过滤器过滤的垂直气流是垂直气流和吸入气流混合后的一部分（即：静压箱排出的气流一部分排出安全柜，余下部分供应工作区域）；③允许经排出口高效过滤器过滤后的气流返回实验室；④允许有正压的污染风道和静压箱。

B1 型：①维持穿过工作台开口面的最小平均吸入口风速（计算或测量值）为 0.5m/s（100ft/min）；②经高效过滤器过滤后的垂直气流中的绝大部分是由未污染的循环吸入气流组成的；③经高效过滤器过滤后的大部分污染的垂直气流，通过专用风道排入大气；④所有被生物污染的风道和静压箱应保持负压，或被负压的风道和静压箱包围。B1 型生物安全柜可适用于有微量挥发性有毒化学物质和痕量放射性核素作为微生物学研究的添加剂的工作场合，但是对这些化学物质和放射性核素的处理应在安全柜的直接排风区内，或者当有垂直气流循环时，它们不会影响操作。

B2 型（也称为“全排”型）：①维持穿过工作台开口面的最小平均吸入口风速

（计算或测量值）为 0.5m/s（100ft/min）；②经高效过滤器过滤后的垂直气流是由实验室或室外空气送入的（即：安全柜中排出的气体不进入垂直气流的循环过程）；③所有的吸入气流和垂直气流经高效过滤器过滤后排入大气，不再进入安全柜循环或返回实验室；④所有污染的风道和静压箱应保持负压，或是被直接排风的风道和静压箱包围。B2 型生物安全柜适用于处理感染性样品、使用挥发性有毒化学物质和以放射性核素作为微生物学研究的添加剂的工作场合。

B3 型：①维持穿过工作台开口面的最小平均吸入口风速（计算或测量值）为 0.5m/s（100ft/min）；②经高效过滤器过滤后的垂直气流是由静压箱排出的垂直气流和吸入气流混合后的一部分；③必须经高效过滤器过滤后，所有废气才能排到室外；④所有被生物污染的风道和静压箱应保持负压或者被负压的风道和静压箱包围。

Ⅲ级生物安全柜是指一个完全密闭的、不漏气结构的通风安全柜。工作空间内为经高效过滤器净化的无涡流的单向流空气。安全柜正面上部为观察窗，下部为手套箱式操作口。在安全柜内的操作是通过与安全柜相连接的橡皮手套进行的。安全柜应维持至少 120Pa 的负压，方可确保人体与柜内物品完全隔绝。送入气流经数个高效过滤器过滤送入安全柜，排出气流应经双层高效过滤器过滤或通过高效过滤器过滤和焚烧来处理。Ⅲ级生物安全柜适用于生物危险度等级为 1、2、3 和 4 的媒质的操作。

第二节　生物安全柜的结构与功能

不同类型的生物安全柜结构有所不同，我们以Ⅱ级生物安全柜为例介绍生物安全柜的基本结构和功能。生物安全柜一般均由箱体和支架两部分组成（见图 3－1）。箱体内部含有风机、门电机、进风预过滤罩、净化空气过滤器、外排空气预过滤器、照明源和紫外光源等设备。

1. 空气过滤系统是保证设备性能的最主要的系统。由进风口预过滤罩、进气风机、风道、排风预过滤器、净化空气过滤器、外排空气预过滤器组成。其空气流通方式见图 3－2。空气过滤系统的主要功能是保证洁净空气不断地进入工作室，使工作室内的垂直气流保持一定的流速（一般≥0.3m/s），保证工作室内的洁净度达到 100 级。同时使外排的气体也被净化，防止环境污染。

2. 外排风箱系统　主要由外排风箱壳体、风机和排风管道组成。外排风机提供排气的动力，将工作室内因操作所致的不洁净气体抽出，并由外排过滤器净化，起保护所操作的产品或标本的目的；由于工作室内为负压，使玻璃门处向内的补给空气平均风速达到一定程度（一般≥0.5m/s），防止安全柜内空气外溢，起到保护操作者的目的。

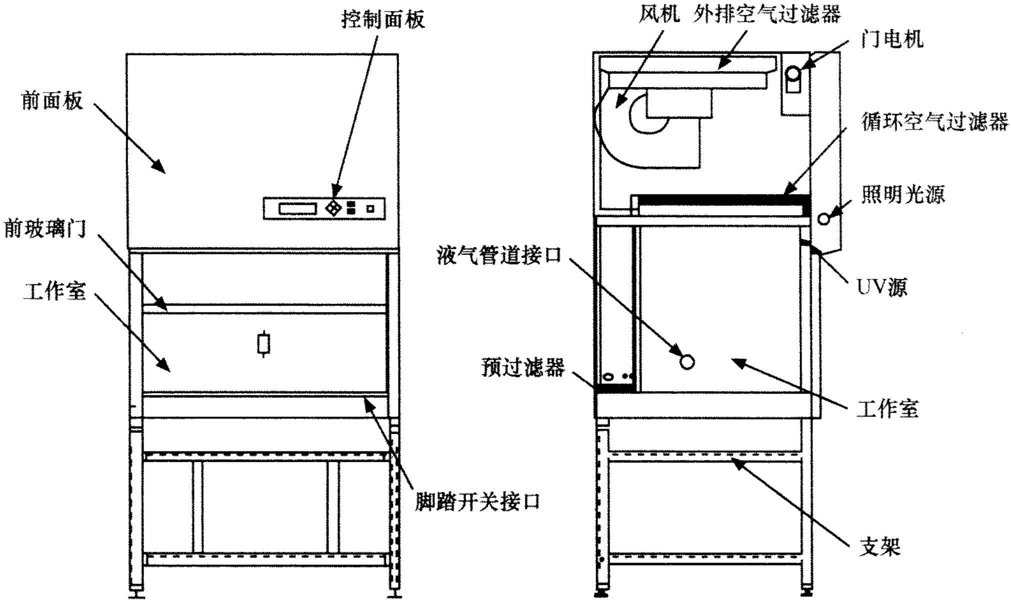


图 3－1　生物安全柜结构简图

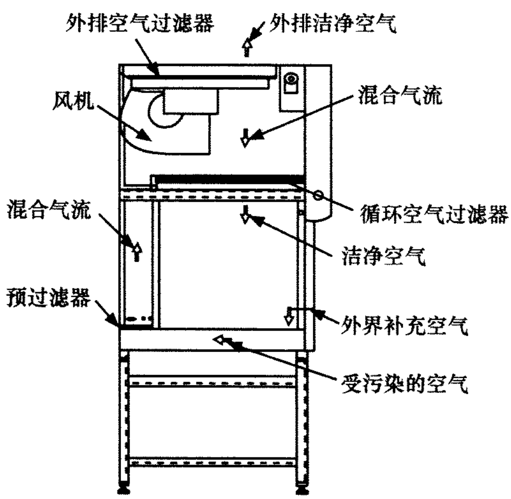


图 3－2　生物安全柜空气流通方式

3. **前玻璃门驱动系统**　由门电机、前玻璃门、牵引机构、传动轴和限位开关等组成。

4. **紫外光源**　位于前玻璃门内侧，固定在工作室的顶端，装有紫外灯管，用于消毒。

5. 照明光源　位于前面板内侧，保证工作室内有一定的亮度。

6. 控制面板　上有电源开关，紫外灯、照明灯开关，风机开关，控制前玻璃门上下移动的开关，及有关功能设定和系统状态显示的液晶显示屏等。

第三节　生物安全柜的实际应用

生物安全柜广泛应用于微生物、生物工程及其它对操作环境有苛刻要求的场所。可为临床医疗、检验、制药、科研等领域提供无菌、无尘、安全的工作环境。不同级别生物安全室对生物安全柜的级别要求不同，表 3－1 列出了选用的原则。

表 3－1　　　　生物安全实验室选用生物安全柜的原则

实验室级别	生物安全柜选用原则
一级	一般无须使用生物安全柜，或使用Ⅰ级生物安全柜
二级	当可能产生微生物气溶胶或出现溅出的操作时，可使用Ⅰ级生物安全柜；当处理感染性材料时，应使用部分或全部排风的Ⅱ级生物安全柜；若涉及处理化学致癌剂、放射性物质和挥发性溶媒，则只能使用Ⅱ－B级全捧风生物安全柜。
三级	应使用Ⅱ级或Ⅲ级生物安全柜；所有涉及感染材料的操作，应使用全排风型Ⅱ－B级或Ⅲ级生物安全柜。
四级	应使用Ⅲ级全排风生物安全柜。当人员穿着正压防护服时，可使用Ⅱ－B级生物安全柜。

一、仪器的安装

1. 生物安全柜在搬运过程中，严禁将其横倒放置和拆卸，宜在搬入安装现场后拆开包装。

2. 生物安全柜应安装于排风口附近，不应安装在气流激烈变化和人走动多的地方，不应安装在门口。生物安全柜应处于空气气流方向的下游。

3. 生物安全柜的背面、侧面离墙的距离宜保持不小于 150mm～300mm 的检修距离，顶部也应留有不小于 300mm 的空间。

4. 排风系统应能保证生物安全柜内相对于其所在房间为负压，且安装时需注意必须方便排风高效过滤器的更换。

5. 如果安全柜内需要其他气体，应同时安装气体管道。

二、维护与保养

1. 每次实验结束后应对工作室进行清洗和消毒。

2. 预过滤器一旦受损，应及时更换。

3. 高效过滤器有一定的使用寿命，随着使用期的延长，细菌和尘埃积聚在过滤器上，会导致高效过滤器压力损失的增大。高效过滤器的使用寿命到期后，应立即更换。由于过滤器可能带有污染物，操作时应注意安全防护，最好请经过专门训练的专业人员来更换。操作时需穿安全服、戴手套和面罩。更换前先将工作室进行清洗和消毒，封闭可能产生风险的区域，防止气体溢出。打开过滤盒后应向过滤器表面喷射固定剂，小心地将过滤器取下。如果需要，将过滤器材料破坏并放入安全的容器中，密封后作为污染物进行处理。更换结束后，应对场地和设备进行安全性检查。

4. 有下列情况之一时，应对生物安全柜进行现场检测：①生物安全实验室竣工后，投入使用前，生物安全柜已安装完毕；②生物安全柜被移动位置；③对生物安全柜进行检修；④生物安全柜更换高效过滤器后；⑤生物安全柜一年一度的常规检测。

测试项目包括垂直气流速度，工作窗口气流流向和流速，工作区洁净度，噪声，光照度，排风高效过滤器检漏等。检测应符合以下要求：

(1) 垂直气流平均风速检测：检测方法：在高效过滤器以下 0.15m 处的截面上，采用风速仪均匀布点测量截面风速。测点间距不大于 0.15m，每列至少测量 3 点，每行至少测量 5 点。

评价标准：平均风速不低于 0.25m/s，与生产厂家给定值之差不大于 ±0.025m/s，且单点风速与平均风速之差不大于 ±20%。

(2) 工作窗口的气流流向检测：可采用发烟法或丝线法在工作窗口断面检测，检测位置包括工作窗口的四周边缘和中间区域。

评价标准：工作窗口断面所有位置的气流均向内。

(3) 工作窗口的气流流速检测：检测方法：采用风速计测量工作窗口断面风速。测点间距不大于 0.10m，每列至少测量 2 点，每行至少测量 5 点。

评价标准：其断面上的风速值均不低于产品标准要求。

(4) 工作区洁净度检测：采用尘埃粒子计数器在工作区检测。粒子计数器的采样口置于工作台面向上 20cm 高度位置，其测量点服从行、列均为 20cm 的网格分布。每列至少测量三点，每行至少测量 5 点。

(5) 噪声检测：生物安全柜前面板水平中心向外 300mm，且高于工作台面 380mm 处用声级计测量噪声。

第四章　免疫分析仪

免疫学分析或称免疫学检验是以抗原抗体相互结合的免疫学反应为基础的，主要研究免疫学技术及其在医学领域中的应用。根据分析过程中是否需要标记物分为标记免疫分析和非标记免疫分析两大类。前者根据标记物的不同又分为酶免疫分析、放射免疫分析、发光免疫分析、免疫金（银）标记技术等，后者的主要代表是由最初的免疫沉淀试验发展形成的免疫浊度分析技术。为了适应医学检验中自动、快速、简便的要求，随着各种免疫分析技术的出现，相应的免疫分析仪器也不断问世。

本章主要介绍临床上常用的几种免疫分析仪器。

第一节　酶免疫分析仪

一、酶免疫分析法

酶免疫分析（enzyme immunoassay，EIA）是目前临床应用最多的一种免疫分析技术，主要原理是用酶标记的抗体（或抗原）用于免疫学反应，并以相应底物被酶分解的显色反应对样品中的抗原（或抗体）进行定位分析和鉴定；亦可根据酶催化底物显色的深浅，测定样品中待测抗原或抗体的含量。EIA 具有灵敏度高，特异性强，试剂性质稳定，操作简便、快速，无放射性污染等优点，在医学及其它领域应用十分广泛。根据抗原抗体反应后是否需要分离结合与游离的酶标记物，分为非均相（或异相）酶免疫测定和均相酶免疫测定两种方法。

（一）均相酶免疫分析法（homogeneous enzyme immunoassay，HEI）

均相酶免疫分析的测定对象主要是激素、药物等小分子抗原或半抗原，测定过程中无需分离结合和游离的酶标记物，实验都在均匀的液相中进行，可直接用自动生化分析仪进行测定。均相酶免疫分析主要有酶扩大免疫测定技术和克隆酶供体免疫测定两种方法。

（二）非均相酶免疫分析法（heterogeneous enzyme immunoassay）

医学检验中常用的酶免疫分析法均为非均相法，其原理是在抗原抗体反应达到平衡后，采用适当方式将游离的和与抗原或抗体结合的酶标记物加以分离，再通过底物显色进行测定。根据试验中是否使用固相支持物作为吸附免疫试剂的载体，又可分为液相酶免疫法和固相酶免疫法两种，以后者最常用，称为酶联免疫吸附测定（enzyme linked immu - nosorbent assay，ELISA），简称酶标法。酶标法既可测定抗原，也可测定抗体。根据测定对象不同，ELISA 可采用不同的模式，主要有双抗体夹心法、间接法和竞争法。另外还有双抗原夹心法、IgM 抗体捕捉法等。

因 ELISA 是临床上最常用的酶免疫分析方法，目前常用的酶免疫分析仪都是基于 ELISA 技术，称为酶联免疫检测仪，简称酶标仪。

二、酶免疫分析仪基本结构及工作原理

酶免疫分析仪可用比色法来分析抗原或抗体的含量，依照比色原理进行工作。实际上，酶免疫分析仪的基本工作原理就是分光光度法，酶标仪就是一台变相的光电比色计或分光光度计。其基本工作原理与主要结构和光电比色计几乎完全相同。由于 ELISA 技术中可用不同形式的固相支持物（如试管、微孔板、小珠、微粒等）作为吸附免疫试剂的载体，因而可设计成不同的酶免疫分析仪，各种不同的酶免疫分析仪在结构有很大的差别。下面以临床最常用的微孔板固相酶免疫测定仪为例介绍酶免疫分析仪基本结构及工作原理。图 4 - 1 是一种单通道、自动进样的酶标仪的工作原理图。

光源灯发出的光线经过滤光片或单色器后成为一束单色光。该单色光经过塑料微孔板中的待测标本到达光电检测器，把光信号的强弱转变成电信号的大小。经前置放大、对数放大、模数转换等模拟信号处理后，送入微处理器进行数据处理和计算。最后将测试结果显示、打印出来。微处理机还通过控制电路控制 X 方向和 Y 方向的机械臂的运动，变换检测样品孔。手动进样的酶标仪则由操作者手工移动微孔板，结构更简单。

酶标仪既可以使用和分光光度计相同的单色器，也可以使用干涉滤光片来获得单色光，此时将滤光片置于微孔板的前、后的效果是一样的。图 4 - 2 是一种酶标仪的光路系统。光源灯发出的光经过聚光透镜、光栏后，到达反射镜，经反射镜作 90°反射后，垂直通过比色溶液，然后再经滤光片到达光电管。酶标仪的光束可以设计成从上到下或从下到上通过比色液。

由酶标仪的工作原理方框图和光路图可以看出它和普通光电比色计的不同之处。一是盛装比色液的容器不是使用比色皿，而是使用塑料微孔板。塑料微孔板常用透明的聚乙烯材料制作。采用塑料微孔板来作固相载体，是利用它对抗原或抗体有较强的吸附这一特点。二是酶标仪的光束是垂直通过待测液即微孔板的。三是酶

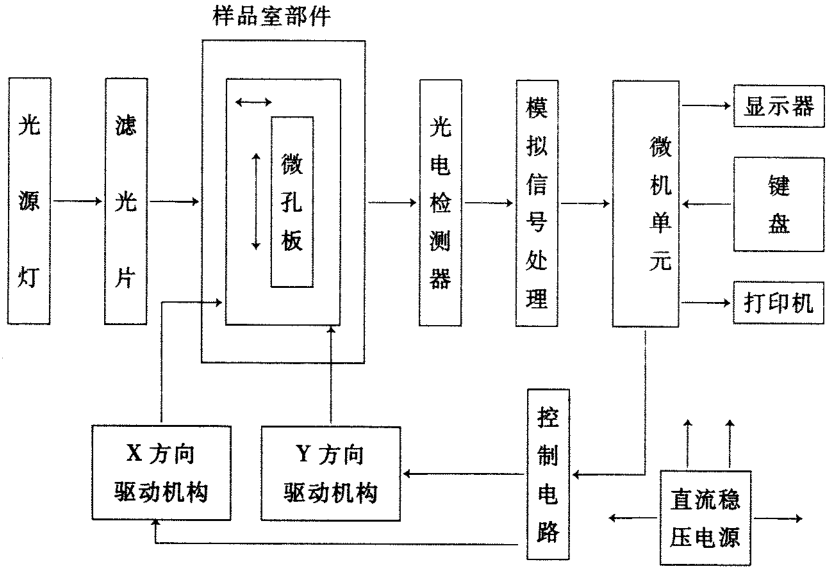


图4-1　酶标仪工作原理框图

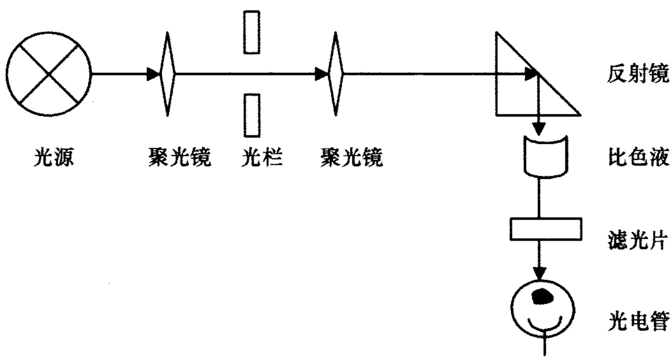


图4-2　酶标仪光路系统简图

标仪通常不使用A而是使用光密度OD来表示吸光度。

酶标检测仪有单通道和多通道两种类型。自动型多通道酶标仪有多个光束和多个光电检测器，检测速度快。如8通道的仪器，设有8条光束（或8个光源）、8个检测器和8个放大器。多通道酶标仪的检测速度快，但其结构比较复杂、价格也较贵，多用于大中型医院。酶标仪其它部分的结构，因和光电比色计和小型生化分析仪基本相同，这里不再重复。

为适应检验医学对质量控制的加强和提高工作效率，近年来已有各种自动化、智能型、结构更复杂的酶标仪应用到临床。自动化酶免疫分析系统由加样系统、温育系统、洗板系统、判读系统、液路动力系统、软件控制系统等组成。

三、酶标仪的性能评价

酶标仪在临床实验室中的应用越来越普及，近几年各种酶标仪层出不穷。为了保证酶标仪检测结果的准确性和可靠性，需要有一套对各种不同酶标仪的性能进行系统评价的方法。目前国内有学者建立了一套酶标仪性能评价体系，其评价指标和方法如下。

1. 滤光片波长精度检查及其峰值测定　用高精度紫外可见分光光度计（波长精度±0.3nm）对不同波长的滤光片进行光谱扫描，检测值与标定值之差即为滤光片波长精度，其差值越接近于零且峰值越大表示滤光片的质量越好。

2. 灵敏度和准确度　①灵敏度：其吸光度应 $\geqslant 0.01A$；②准确度：其吸光度应在 $0.4A$ 左右。

3. 通道差与孔间差检测　①通道差检测：连续测三次，观察其不同通道之间测量结果的一致性，可用极差值来表示其通道差。②孔间差的测量：选择同一厂家、同一批号酶标板条（8 条共 96 孔）分别加入 200μl 甲基橙溶液（吸光度调至 0.065～0.070A）先后置于同一通道，蒸馏水调零，采用双波长检测，其误差大小用±1.96s 衡量。

4. 零点飘移　取 8 只小孔杯，分别置于 8 个通道的相应位置，均加入 200μl 蒸馏水并调零，采用双波长或单波长（490nm）每隔 30min 测定一次，观察 8 个通道 4h 内的吸光度变化，其与零点的差值即为零点飘移。观察各个通道 4 小时内吸光度的变化。

5. 精密度评价　每个通道 3 只小杯，分别加入 200μl 高、中、低三种不同浓度的甲基橙溶液，蒸馏水调零，采用双波长作双份平行测定，每日测定两次，连续测定 20 天。分别计算其批内精密度、日内批间精密度、日间精密度和总精密度及相应的 CV 值。

6. 线性测定　采用双波长平行检测 8 次，求其均值。计算回归方程、相关系数 r 及标准估计误差 Sy，x，并用±1.96Sy，x 表示样品的 95％测量范围。

7. 双波长评价　取同一厂家、同一批号酶标板条进行检测，计算单波长和双波长测定结果的均值、离散度，比较各组之间是否具有统计学差异以考察双波长清除干扰因素的效果。

四、酶标仪的维护

酶标仪维护的重点是在光学部分，防止滤光片霉变。应定期检测校正，保持其良好的工作性能。

1. 滤光片波长精度检查　将不同波长的滤光片从酶标仪上卸下，在波长精密度

较高的紫外－可见分光光度计上在可见光区对每个滤光片进行扫描，其检测值与校定值之差为滤光片波长精度。

2. 通道差与孔间差检测　通道差检测是取一只酶标板小杯置于不同通道的相应位置，蒸馏水调零，于 490nm 处连续测三次，观察其不同通道的检测器测量结果的一致性，可用极差值来表示。孔间差测量选择同一厂家、同一批号酶标板条分别加入 200μl 甲基橙溶液，先后置于同一通道，蒸馏水调零，于 490nm 处检测，其误差大小用 ±1.96s 衡量。

五、酶免疫分析仪的临床应用

酶免疫分析法具有高度的特异性和敏感性，酶标仪特别是自动化酶标仪更快速、简便，且适用于大批量样品测定，易于进行质量控制。酶标仪广泛适用于临床检验、微生物学、流行病学、免疫学、内分泌学等医学领域及农林、化学等科学领域。在临床上用酶标仪进行定量检测，可以判断疾病的性质和检查治疗效果。目前国际上已有上百种进行常规疾病检测的配套试剂，国内也有几十种。

1. 病原体及其抗体的检测　各型肝炎病毒、艾滋病病毒、巨细胞病毒、疱疹病毒、轮状病毒等病毒感染；链球菌、布氏杆菌、结核杆菌等细菌感染；血吸虫、肺吸虫、弓形虫、阿米巴等寄生虫感染等。

2. 各种免疫球蛋白和细胞因子、补体等　酶标仪除了可测 IgG、IgM、IgA 和 IgE 外，还可测抗心磷脂抗体、抗 dsDNA、抗 ssDNA 等自身抗体；国外已有 30 多种细胞因子测定的试剂盒，国内也有 IL－2、TNF 等多种细胞因子检测的试剂盒。

3. 肿瘤标志物　如甲胎蛋白、癌胚抗原、前列腺特异抗原、CA125、CA－50。

4. 多种激素　如 HCG、FSH、TSH、T3、T4、雌二醇、皮质醇等。

5. 药物和毒品　药物如地高辛、茶碱、苯巴比妥；毒品如吗啡等。

第二节　发光免疫分析仪

一、发光免疫分析法简介

某些化学反应产生的能量能使其产物或中间态分子激发，形成激发态分子，当其衰退至基态时，所释放出的化学能量以可见光的形式发射，这种现象称为化学发光（chemilu－minescence，CL）。发光免疫分析就是利用这种现象，根据物质发光的不同特征，即辐射光波长、发光的光子数，与产生辐射的物质分子的结构常数、构

型、数量等密切相关，通过受激分子发射的光谱、发光衰减常数、发光方向等来判断分子的属性及以发光强度来判断物质的量的免疫分析技术。根据标记物的不同，发光免疫分析有化学发光免疫分析、化学发光酶免疫分析、微粒子化学发光免疫分析、电化学发光免疫分析、生物发光免疫分析等 5 种分析方法。

二、发光免疫分析仪基本结构及工作原理

发光免疫分析法是将发光反应与免疫反应相结合而产生的一种很有发展前途的免疫分析方法。它采用微量倍增技术，具有高度敏感性，加上有抗原抗体反应，特异性也非常好；所用试剂安全、稳定、价廉；检测的范围也非常广泛，从传统的蛋白质、激素、酶乃至药物均可检测。因而，发光免疫分析法发展非常迅速，各种相应检测仪器不断出现，自动化程度也越来越高。本章主要介绍目前国内临床应用较多的化学发光免疫分析仪和电化学发光免疫分析仪。

（一）全自动化学发光免疫分析系统

一种全自动化学发光免疫分析系统采用化学发光技术与磁性微粒子分离技术相结合，用最新的免疫发光技术使检测灵敏度达到 10^{-15}g/ml。应用最流行的微软视窗编写使用界面，将操作手册浓缩于电脑盘内。分析速率达每小时 180 个测试，并可以同时完成不同的 13 个项目。利用两点定标校对出厂曲线，不需全线定标，可减少试剂消耗，利用条码标签直接读取载物盘内分析内容。该分析系统具有操作简单、快速，结果准确可靠，试剂贮存时间长，自动化程度高等优点。

1. 仪器测定原理　在检测化学反应中，某些化学基因被氧化后形成激发态，并在返回基态的同时发射一定波长的光子。仪器利用这种化学基团标记在免疫分析的抗原或抗体上所建立起来的免疫分析称为化学发光免疫分析。其实质是化学反应与免疫反应相结合的一种高灵敏度的分析方法，亦称为微量倍增技术。选用的化学发光物丫啶酯是一种具有三个苯环的有机化合物，在酸性条件下很稳定，在碱性条件下很容易被氧化激发，放出 430nm 的荧光光子，这一反应在 1s～2s 之间出现一个峰值，3s～4s 内结束。其反应不需要加任何催化剂。优点是减少非特异性干扰，化学反应简单、快速。特别是当丫啶酯被用作标记物与其大分子相结合时，并不减小所产生的光量度，从而增加了检测的灵敏度，可达 10^{-15}g/ml。用丫啶酯标记的化学试剂有效期可达一年以上。

该免疫分析技术有两种方法，一是小分子抗原物质的测定采用竞争法。二是大分子的抗原物质测定采用夹心法。所用固相磁粉颗粒极微小，其直径仅 1.0μm。这样大大增加了包被表面积，增加抗原或抗体的吸附量，使反应速度加快，也使清洗和分离更简单。

2. 仪器组成　由主机和微机两部分组成。

（1）主机部分：是仪器的运行反应测定部分，包括原材料配备部分、液路部

分、机械传动部分、光路检测部分。材料配备部分包括反应杯、样品盘、试剂盘、纯净水、清洗液、废水在机器上的贮存和处理装置；液路部分包括过滤器、密封圈、真空泵、管道、样品及试剂探针等；机械传动部分包括传感器、运输轨道等；光路检测部分包括光电倍增管和线路控制板。

（2）微机系统　是仪器的核心部分，是指挥控制中心。其功能有程控操作、自动监测、指示判断、数据处理、故障诊断等，并配有光盘。主机还配有预留接口，可通过外部存贮器自动处理其它数据并遥控操作，用于实验室自动化延伸发展。

1）程控操作：全部实验项目的操作程序均贮存在微机中，供选择运用。按 START 键开机后，仪器将按程序指令运行、完成整个实验，也可重新编写建立新实验程序或修改原设定内容。全部操作手册及维修手册均浓缩于光盘内，阅读和保存更方便。

2）指示判定：可根据预先设定的各项目界限值范围，指示和判定检验结果是否超出正常值。

3）数据处理：可将测定结果进行各种数据处理，求出其导出量。如平均值、标准差、变异系数、相关系数、t 检验等统计学处理。

4）故障诊断：能进行自我故障诊断，利用微机逻辑判断能力，由 CPU 发出校核信号，讯问仪器的各部分，核对其反应，判断故障的部位及性质，并以代码和文字描述故障原因，使操作人员很快了解故障的性质，实施排除故障的相应措施。

5）自动监视：能监测仪器全过程正常与否。提示所有供应材料剩余量，指示仪器保养清洗管路期限。在执行一种工作程序时与其无关的数字内容将自动关闭，无光度显示，使键盘停止工作，增强了仪器的自我保护功能。

3. 仪器使用

（1）按规定进行样品处理和选择样品用量；

（2）根据测定项目不同选择试剂用量和进行试剂处理。仪器还配有 18 种复合校正液用于 42 种实验校正，校正天数分别为 2、7、14、27 天。

（3）测试运行：①将样品按编号排入标本盘；②按项目将所用试剂放入试剂盘；③自由编排程序按键运行，在微机的控制下，仪器自动放置反应杯，自动加样品与试剂，并根据实验项目不同进行温育、测定；④随时加入急诊检查项目；⑤可按三种方式打印报告：按测定混合项目排列、按病人编号排列、按每一种项目排列。

（二）Elecsys 全自动电化学发光免疫分析仪

Elecsys 全自动电化学发光免疫分析仪是在链酶亲和素－生物素包被技术基础上，引用电化学发光免疫分析技术开发出的检测系统。

1. 测定原理及过程　Elecsys 分析仪集多种技术于一身，应用了免疫学、链酶亲和素生物包被技术及电化学发光标记技术。

（1）将待测标本与包被于顺磁性微粒的抗体和发光剂标记的抗体加在反应杯中共同温育，形成磁性微珠包被抗体－抗原－发光剂标记抗体复合物。

（2）将上述复合物吸入流动室同时用 TPA 缓冲液冲洗。当磁性微粒流经电极表面时，被安装在电极下的磁铁吸引住，而游离的发光剂标记抗体被冲洗走。同时在电极加电压，启动电化学发光反应，使发光试剂标记物在电极表面进行电子转移，产生电化学发光。光的强度与待测抗原的浓度成正比。

Elecsys 分析仪应用三种抗原抗体反应方法：①竞争免疫法（competitive principle），用于小分子量蛋白抗原检测；②夹心免疫法（sandwich principle），用于大分子量物质检测；③桥联免疫法（bridging principle）用于 IgG、IgM 检测。还有钌标记用于 DNA/RNA 探针分析。

2. **仪器组成及特点**　台式一次进样或随机进样自动化分析仪主要由样品盘、试剂盒、温育反应盘、电化学检测系统及计算机控制系统组成。仪器特点是①测定速度快：每小时可完成 90 个测试，由于测试的项目的不同，从样品放入到出第一个测试结果只要 9min 或 18min；②样品处理方便：样品盘可放置 30 或 75 个标本，标本管可直接上机。急诊标本可随到随做，无需中断运行；③试剂处理方便：试剂盘可容纳 6 或 18 种试剂，并带有内置恒温装置，以利于试剂保存；④自动识别：全自动二维条码识别系统，仪器能自动识别试剂盒、标准品、质控品和标本管条码，并读入测定参数等，减少人工输入的误差；⑤灵敏度高：由于采用链霉亲和素－生物素技术和电化学发光技术，灵敏度达到甚至超过放射免疫分析的水平。

三、发光免疫分析仪的临床应用

由于发光免疫分析法具有高度敏感性和特异性，试剂安全、稳定、价廉，发光免疫分析技术及相应仪器发展十分迅速。发光免疫分析仪在临床应用越来越广泛。目前应用于临床的主要有以下几方面。

1. **甲状腺系统**　检测总 T3、总 T4、游离 T3、游离 T4、促甲状腺素、超敏促甲状腺素、T3 摄取量等；

2. **性腺系统**　检测绒毛膜促性腺激素、泌乳素、雌二醇、雌三醇、促卵泡成熟素、促黄体生成素、孕酮、睾酮等；

3. **血液系统**　检测维生素 B_{12}、叶酸、铁蛋白等；

4. **肿瘤标记物**　检测甲胎蛋白、癌胚抗原、CA15－3、CA125、CA19－9、β_2 微球蛋白、前列腺特异抗原、游离前列腺特异抗原等；

5. **心血管系统**　检测肌红蛋白、肌钙蛋白、激酸肌酶－MB 等；

6. **血药浓度**　检测地高辛、苯巴比妥、苯妥英钠、安茶碱、万古霉素、庆大霉素、洋地黄、马可西平等；

7. **感染性疾病**：检测 Anti－HAV，Anti－HAV－IgM，HBsAg，Anti－HBc，Anti－

HBs，Anti - HBe，HBeAg，Anti - HCV，HIV - Ag 等；

8. **其他** 检测 IgE、血清皮质醇、尿皮质醇、尿游离脱氧吡啶等。

第三节 放射免疫分析仪

一、放射免疫分析与放射性检测

放射免疫分析（radioimmunoassay，RIA）是以放射性核素为标记物的标记免疫分析技术。最初建立的模式是以核素标记的抗原与受检标本中抗原竞争的测定模式，称为 RIA；改进后用核素标记的抗体直接与受检抗原反应并用固相免疫吸附剂分离游离和结合的标记抗体，称为免疫放射分析（immunoradiometricassay，IRMA）。两种方法均在医学检验中得到了广泛应用，统称为放射免疫法。

（一）基本原理

1. **放射免疫分析** 放射免疫分析的基本原理是标记抗原（Ag^{*}）和非标记抗原（Ag）对特异性抗体（Ab）的竞争结合反应。

在此反应系统中，作为试剂的标记抗原和特异性抗体的量是固定的。抗体的量一般取为能结合 40% ~ 50% 的标记抗原，受检标本中的非标记抗原的量是变化的。反应后将抗原抗体复合物与游离标记抗原分开，分别测定其放射性强度，计算结合态的标记抗原（B）与游离态的标记抗原（F）的比值（B/F），或其结合率 [B/（B + F)]，这与标本中的抗原含量呈函数关系，可得出被检抗原的量。

2. **免疫放射分析（IRMA）** 免疫放射分析是从放射免疫分析（RIA）的基础上发展起来的核素标记免疫测定，其特点为用核素标记的抗体直接与受检抗原反应并用固相免疫吸附剂分离 B 和 F。IRMA 于 1968 年由 Miles 和 Heles 改进为双位点免疫结合，在免疫检验中取得了广泛应用。

IRMA 属固相免疫标记测定，其原理与 ELISA 极为相似，不同点主要为标记物为核素及最后检测指标为放射性量。抗原与过量的标记抗体在液相中反应后加入免疫吸附剂，即结合在纤维素粉或其他颗粒载体上的抗原。游离的标记抗体与免疫吸附剂结合被离心除去，然后测定上清液的放射性量。

双位点 IRMA 的反应模式与双抗体夹心 ELISA 的模式相同，受检抗原与固相抗体结合经洗涤后，加核素标记的抗体，反应后洗涤除去游离的标记抗体，测量固相上的放射性量。不论是单位点还是双位点 IRMA，最后测得的放射性与受检抗原的量呈正比。

3. **试管固相放射免疫** 固相抗原或抗体制备主要采用的是物理吸附，方法简

易，但包被蛋白质的量很微小，均一性和牢固性欠佳。1990 年 Causse 等应用顺丁烯二酸酐–苯乙烯共聚体活化聚苯乙烯塑料管，以共价键结合制备试管固相抗体，测定血清 T_4 取得了满意结果，后来由此发展形成试管固相 RIA 和 IRMA 技术。其主要优点是抗原和抗体反应后经洗涤即直接测量试管的放射性，简化了操作程序，实现了一步法；另外，因不必加分离剂和低温离心，可完全消除因分离 B、F 而带来的误差，进一步提高了方法的精密度。

试管固相 RIA 问世后，为适应各种物质的检测，人们设计出多种免疫反应模式，其反应原理各异。主要有试管固相亲和素多层夹心法、固相二抗竞争法、固相亲和素竞争法、固相抗体竞争法、固相双层抗体竞争法、固相半抗原竞争法、固相二抗非平衡、同一固相管内测定两种化合物等八种类型。

（二）放射免疫分析常用标记物

放射免疫分析常用的标记物有释放 γ 射线和 β 射线的核素两大类。前者主要为 ^{131}I、^{125}I、^{57}Cr 和 ^{60}Co；后者有 ^{14}C、^{3}H 和 ^{32}P。放射性核素的选择首先考虑比活性。^{125}I 是目前常用的标记物。

放射性活度的国际制单位名称为 Becquerel，简写为 Bq（贝克）。单位是 s^{-1}，定义是 1Bq 等于每秒 1 次核衰变，常用 kBq 为单位。但目前书刊上仍常见以居里（Ci）、毫居（mci）和微居（μCi）为单位。其换算关系是：

$$ICi = 10^3 mci = 10^6 \mu Ci = 3.7 \times 10^7 kBq = 3.7X10^{10} Bq \qquad (4-1)$$

在日常工作中还常用到比放射性和放射性浓度这两个概念。比放射性是指单位质量物质内所含有的放射性活度，其单位是 Bq/mg（mCi/mg）或 kBq/mol（mCi/mol）等。放射性浓度是指单位体积物质内所含有的放射性活度，常用单位是 kBq/ml（mCi/ml）等。

（三）放射性活度测定方法

放射免疫分析中经抗原抗体反应和 B、F 分离后通过检测放射性量来反映待测物的含量。放射性量的检测需特殊的仪器，放射免疫分析仪实际上就是进行放射性量测定的仪器。测量仪器有两类，即液体闪烁计数仪（主要用于检测 β 射线，如 ^{3}H、^{32}P、^{14}C 等）和晶体闪烁计数仪（主要用于检测 7 射线，如 ^{125}I、^{131}I、^{57}Cr 等）。无论是液体闪烁计数仪还是晶体闪烁计数仪都是将射线（放射能）与闪烁体的作用转换成光脉冲（光能），然后用光电倍增管将光脉冲转换成电脉冲（电能），电脉冲在单位时间内出现的次数（即仪器记录的 cmp 值）反映了发出射线的频率，而电脉冲的电压幅度则反映了射线能量的高低。

计数单位是探测器输出的电脉冲数，单位为 cpm（计数/分），也可用 cps（计数/秒）表示。如果知道这个测量系统的效率，还可算出放射源的强度，即 dpm（衰变/分）或 dps（衰变/秒）。

二、液体闪烁计数器

液体闪烁计数器是在医学检验中常用的一种放射性测定仪器。由于它是将样品混入闪烁体溶液内的，不存在样品中的射线自吸收，并可进行 4π 立体角的测量，成为 ^{3}H、^{14}C 等低能 β 射线及 α 射线的最适宜的辐射探测装置。

（一）液体闪烁计数器的基本结构

液体闪烁计数器的结构和性能不断发展，目前多采用双管快符合对称系统多独立道分析，微机联用，实现了高度的自动化。

1. 基本电子学线路　典型的液体闪烁计数器的电路图见图 4－3。主要由双管快符合、相加电路、线性门电路及多道脉冲幅度分析器等组成。

2. 自动换样器　自动换样器的使用不仅节省时间，还可使样品有足够的暗适应和温度平衡时间。样品传送机构类型较多，一般使用继电器控制的传送带、升降机、轮盘等。为了做到可靠的光密封，测量位置通道口设有快门、迷宫和转轮等。有的自动换样控制器还具备一定的识别功能，适应多用户需要。

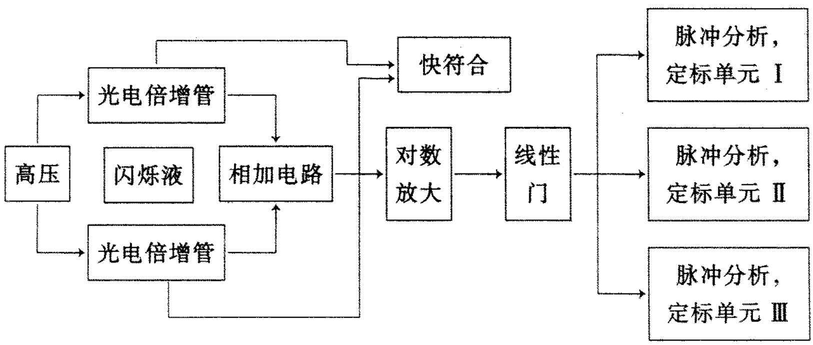


图 4－3　液体闪烁计数器原理框图

3. 微机操作系统　多数仪器都可用微机进行工作条件选定、各种参数的校正、读取数据等操作。由于多采用键盘操作，并伴有显示屏指令提示，操作容易掌握。有些机器还附有“HELP”程序。

（二）液体闪烁计数器的使用

1. 样品－闪烁液反应体系建立　样品和闪烁液按一定比例装入测量瓶，向光电倍增管提供光信号。

（1）闪烁液：包括溶剂和溶质。

（2）测量瓶：常用的测量瓶用低钾玻璃、聚乙烯等材料制作，用聚四氟乙烯制作的测量瓶质量较好。一般使用的规格容量为 20ml，口径为 22mm。

（3）样品：根据样品的可溶性，进行不同的处理。对于用固相分离后的样品在不能进行均相测量时，可加乳化剂制成稳定的乳浊液或将样品吸附在滤纸上再浸入闪烁液中作非均匀相测量。为了避免生物样品由于化学发光而造成假计数，需要对强碱溶化的生物样品用冰醋酸、盐酸预先调 pH 值至 7 左右。

2. 猝灭　样品、氧气、水及色素物质等加入闪烁体中，会使闪烁体的荧光效率降低，出射荧光光谱改变，从而使整个测量装置的测量效率降低的过程称为猝灭。为减小猝灭，可在闪烁液中通氮气或氩气驱氧；将样品 pH 值调至 7 左右，避免酸的猝灭作用；对卟啉、血红蛋白等着色样品进行脱色处理等。

3. 计数效率测定　液体闪烁计数器通常用于放射性的相对测量，即通过样品的计数率与标准样品的计数率的比较来测定样品。由于标准样品与待测样品的猝灭情况不同，就需要对猝灭进行必要的校正来求出每个具体样品相对于标准样品的实际计数效率。常用的校正法有内源法，外源法和道比法等。目前广泛使用的是外部标准源校正法。

三、晶体闪烁计数器

晶体闪烁计数器又称 γ 放射计数器，主要用于检测如^{125}I、^{131}I、^{57}Cr 和^{60}Co 等产生的 γ 射线。

（一）仪器组成及工作原理

1. 闪烁体　闪烁体是将核辐射能激发分子转化成可探测闪光的荧光物质。常用的有有机闪烁体、无机闪烁体和特殊闪烁体等。

（1）有机闪烁体：有机闪烁体分子都具有一定的对称性，并形成 π 电子结构。由单个分子的能级跃迁就可以产生荧光。为了提高闪烁效率和使出射光与光电倍增管光谱灵敏区匹配，减少闪烁体的自吸收，有机闪烁体多数都是由二种以上的有机物混合而成。一般是将有机物如蒽、芪等溶在由苯乙烯单体生成的聚合体中而形成。

（2）无机闪烁体：和有机闪烁体不同，无机材料的闪烁机制依赖于材料的晶格所决定的能态。为了提高退激过程中可见光光子发射的几率，通常要在无机闪烁体中加入少量杂质，使其在晶格中形成特殊的晶格点阵，改变原晶体的能带结构，增多可能产生可见光子的能态。掺入的杂质称“激活剂”。

其它还有玻璃闪烁体、气体闪烁体等。表 4－1 给出几种常见的闪烁体。闪烁体的闪光是各向同性的，为了使尽可能大份额的光进入光电倍增管或其它传感器表面，应特别注意闪烁体的合理安装。

表 4－1　　常用的几种闪烁体

材料	密度	有效原子序数	衰减常数 (μs)	发射谱 λm (nm)	闪烁效率 (%)	主要用途
蒽	1.25	5.8	0.032	445	100	α、β测量
芪	1.16	5.7	0.007	410	73	α、β射线测量
塑料	1.06	5.7	0.002		52	α、β、中子测量
闪烁液	0.87	5.6	≤0.003	360～430	50	α低能β测量
NaI（Tl）	3.67	50	0.25	410	210	γ能谱，γ照相
CsI（Tl）	4.51	54	1.1	白光	55	α、γ测量
ZnS（Ag）	4.10	27	0.04～0.1 40～100	450	200	α、中子测量
锂玻璃	2.5		0.075	395	21	中子、β、γ测量
氙气		130		325	9	α粒子，裂变碎片测量

2. 光电倍增管　光电倍增管的作用是有选择性地把闪烁体发出的极弱闪光的一部分转换成电信号。光电倍增管的基本结构主要包括光电转换、电子倍增和电子收集装置三个部件。

（1）光阴极：光阴极具有光敏层，能够高效率地把入射光子转换成低能电子。目前用作光阴极的材料有以氧和铯激活的 K_2CsSb 为基础的双碱金属和用铯激活的 K_2CsSb 为基础的多碱物质，它们的光电量子转换效率最大为 20%～30%，光谱灵敏度一般在 360nm～420nm 之间为最大。

（2）打拿极：级联的十几个打拿极受到加速的能量较低的电子轰击，可以从表面倍增地发出次级电子。最大倍增因子可达 10 左右，通常极间电压为几百伏时约为 4～6。倍增是线性的，最后到达阳极的电子总数正比于光阴极上接受到的光子数。级间电压影响管子的增益。BeO、Mg0 和 Cs_3Sb 等是常用的打拿极材料。

（3）阳极：阳极收集由最后一级打拿极发来的电子，并输入电子线路。表 4－2 给出了几种常用光电管的性能。

表 4－2　　常用光电管的性能

型号	阴极直径（mm）	阴极材料	增益*（×10^6）	阳极上升时间（ns）	暗电流（nA）
R647	9	S－11	7.3（2000）		5
RCA4516	12.7	碱	0.8（1500）	≤2	0.2
RCA6342A	42.7	S－11	0.39（1250）	≤3.0	4.5
EMI9856	43.9	双碱	0.71（900）	6.0	0.2
EMI9758	65	双碱	0.71（1100）	12	0.2
58AVP	110	S－11	100（2400）	2	2

* 括号内为给出的指定电压值，单位：V

在医学检验中，用于体外样品放射性测量的井型 NaI（Tl）闪烁探测装置中的晶体及光电倍增管等是装在一只有盖的铅室中的。由于探测效率和探头相对于样品的几何位置关系十分密切，测量中要特别注意。还要避免样品对探头的污染，一旦造成污染，要及时进行有效的去污处理，以免使仪器本底增高，影响装置性能指标。

3. 多道脉冲分析器　多道分析器（MCA）是进行能谱分析的重要仪器，现代的 MCA 与通用微型计算机有许多共同特性，是现代核探测分析及放射影像装置的重要组成部分。

（1）脉冲高度分析器的基本原理：比例放大器、甄别器和反符合电路三部分组成了典型脉冲高度分析器的主体。见图 4－40

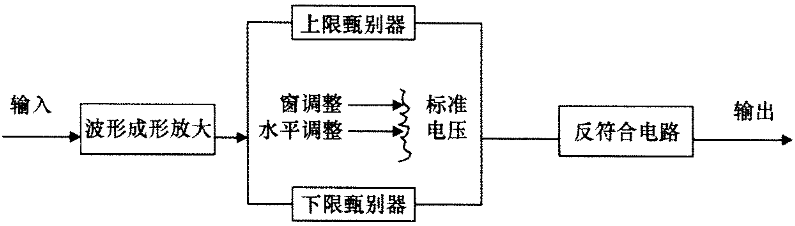


图 4－4 脉冲高度分析器原理图

由光电倍增管产生的输出脉冲与 γ 射线等在 NaI（Tl）等闪烁体内失去的能量成正比。将此脉冲信号输入放大器进行放大，由于输入脉冲高度与输出脉冲高度是按比例设计的，该放大器称比例放大器。经比例放大的脉冲信号再被送入甄别器。由上限和下限两个甄别器组成，分别让脉冲高度高于下限甄别器预定电压 U 的信号及高于上限甄别器预定电压 $U+\Delta U$ 的信号送入反符合电路。反符合电路有选通特性，输入脉冲只有一路进入时，便输出一个脉冲，否则电路无脉冲输出。于是整个电路只选取了脉冲高度在 U 和 $U+\Delta U$ 的信号进行计数。如果设定 ΔU 值，逐渐变换 U 并读出计数值，便可获得 γ 射线在晶体内所失出的能量分布状态，即能谱。其中 U 称阈电压，ΔU 称窗电压或窗宽。

（2）多道分析器（MCA）：多道分析器的基本组成部分是模—数变换器（ADC）和存储器。每个存储单元都是一个独立的计数器。进入分析器的所有脉冲按多路定标方式以幅度大小安排在各个存储单元中计数，直到全部存储器都被寻址为止。这种工作方式的净效应就是提供和分析器道数相等数量的一些独立的计数器进行脉冲高度分析计数，各计数器再把每一顺序时间间隔内的总计数记录下来，完成多路定标的脉冲高度多道分析。

（3）γ 能谱分析：γ 射线可以通过光电吸收、康普顿散射、电子对产生这三种机制与物质发生作用。NaI（Tl）等闪烁体可以将作用时损失的能量在能谱仪中记录下来。能谱的横坐标为脉冲高度，纵坐标为一定时间内所测到的各个脉冲高度（在一定宽度范围内）的频数。

能谱中高峰部位是由光电吸收而形成的光电峰，又称全能峰，是放射性核素的标识峰。能谱中占份额较大的是康普顿坪。高能 γ 射线还会形成电子对产生的逃逸峰。峰的面积和 γ 射线的强度成正比，γ 能谱分析就是根据能谱中各标识峰面积的相对比例来测定样品中放射性的组成，因此根据峰的位置和面积可对放射性核素进行定性和定量分析。

（二）γ－辐射计数器

1. **工作原理**　γ 辐射计数器（也上称 γ 仪）主要用于^{125}I、^{131}I 等以及能量在 400KeV 以下 γ 或 X 放射线的探测。γ－辐射计数器的工作原理见图 4－5。

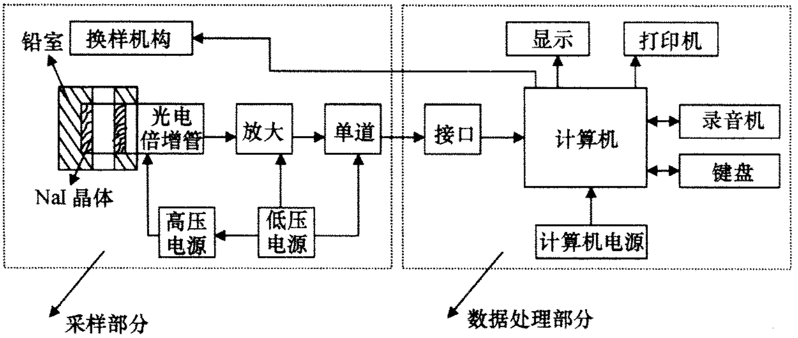


图 4－5　γ 辐射免疫计数器工作原理图

γ－辐射计数器以 NaI，并掺入少量的铊（Tl）晶体为探测元件。使用铊激活的晶体对 γ 辐射的吸收高，荧光产额高，时间分辨能力强。当样品位于晶体井内时，晶体吸收^{125}I 释放的 γ 射线能量后，使闪烁晶体处于受激状态，受激的原子或分子在退激过程中将以闪光形式释放能量。晶体发出这一短暂的闪光称为光脉冲。光脉冲照射到光电倍增管的光阴极，打击出光电子，再经打拿极逐级放大，最后在光电信增管的阳极获得电脉冲。

2. **系统组成**　整机可分作采样部分和数据处理部分。采样部分由探头、换样装置、高低压电源、放大器及单道组成。数据处理部分由接口、计算机、输入输出装置等组成。

3. 使用中应注意的问题

（1）γ 仪的机器效率：一般用^{129}I 标准源（其放射性活度用 dpm 为单位表示）由仪器制造厂提供。放到测量井记下 cpm 值后算出的效率（效率 = cpm/dpm）乘上 1.25 倍就得^{125}I 的效率，其效率一般应大于 70%。若不到 70%，首先微调高压到计数最大值，如仍达不到，则应对仪器作检查。

（2）要防止探头部分的 NaI 晶体碰坏，晶体受潮后会发黄使效率下降。

四、放射免疫分析仪的应用

放射免疫分析由于敏感度高、特异性强、精密度高、可测定小分子和大分子物质，所以在医学检验中应用极为广泛。常用于测定各种激素（如甲状腺激素、性激素、胰岛素等)、微量蛋白质、肿瘤标志物（如 AFP、CEA、CA－125、CA－19－9等）和药物（如苯巴比妥、氯丙嗪、庆大霉素等）等。各种检测项目均有试剂盒供应，所以被广泛采用。但由于核素的放射性对人体有一定的危害且核素有半衰期，因而放射免疫分析在应用中有诸多不便之处。特别是近年来其他标记免疫分析技术如酶免疫分析、发光免疫分析等在技术上有飞跃的进展，因此从长远看，放射免疫分析有被取代的趋势。但目前放射免疫分析还有一定的优越性，还将在一定时期内被医学检验实验室所采用。另外在生物医学基础研究中，新发现的生物活性物质的日益增多，对它们的研究也是基础医学科研中的热门课题。研究这些新的活性物质和某些疾病发生及发展的关系，需要建立高灵敏度、高特异性的检测方法，其中放射免疫分析技术仍为首选。

第四节　免疫浊度分析仪

一、免疫浊度分析法概述

（一）免疫浊度法基本原理

免疫浊度法是可溶性抗原、抗体在液相中特异结合，产生一定大小的复合物，形成光的折射或吸收，测定这种折射和吸收后的光作为计算单位的测定方法。光线是一种电磁波，当溶液中的微粒受其作用时，电子朝一个方向移动而核相反，形成相对的分离。微粒发生振动或反射时，释放与入射光同样频率的能量，发射方向是球形的，因此可在样品的任何方向检测到。

入射光和微粒的性质影响散射信号，如入射光的波长、偏振，微粒的大小、浓度、质量，以及检测点的距离。根据微粒大小可分为两类：小于入射光波长 1/10 和大于入射光波长 1/10。在第一种情况，微粒细小，均匀地受到电波作用，成为入射光再辐射源。这个现象可由 Rayleigh 公式来反映小颗粒散射：

$$Is = I_0 \times 8\pi^4 \times N \times \alpha^2 \ (1 + \cos^2\theta) / \gamma^2 \times \lambda^2 \qquad (4-2)$$

或 $$I_o x \ (24\pi^3/\lambda^4) \ N \times \gamma^2 \times \left[(n^2 - n_0^2) / (n^2 + 2n_0^2) \right] \times (1 + \cos^2\theta) \qquad (4-3)$$

Is 是散射光强度；N 是入射光强度；α 是小分子的偏振力；θ 是观测点与入射光

线的角度；λ 是入射光波长，γ 是距入射点距离。这个公式来自气溶胶悬浮微粒，用于溶液时需进行校正。

上式表示，散射光强度和入射光波长 4 次方的倒数成正比，如波长 600nm 是 400nm 的 1.5 倍，则 400nm 入射光时产生的散射光强度为 600nm 的 1.5 的 4 倍即 6.0 倍。从公式还可以看出，散射光强度与被检液至光电效应器之间的距离平方成正比，所以比色皿放于比色槽的位置离光电效应器远时，则吸光度读数增高。这个公式只适用于稀释溶液，微粒直径约为入射光波长 1/10 ~ 1/20 时。当微粒直径增大，此种对称散射的现象发生变化。微粒直径小于或近似于入射光波长时，向前方散射的光强于向后方散射的光；如 IgM、乳糜微粒、免疫反应初期产生的抗原抗体复合物等（微粒直径在 50 ~ 400nm 之间）都属这一类。当微粒的直径大于入射光波长时，其向前散射的强度远远大于向后散射的强度。

（二）免疫浊度法的分类

一束光线通过溶液时受到光散射和光吸收两个因素的影响而使光的强度减弱。在光源的光路方向（0°）测量透射光强度和被检溶液微粒浓度关系的方法称透射比浊测定法。在光路的 5° ~ 96°角的方向上测量散射光强度和被测溶液中微粒浓度关系的方法称散射比浊测定法。如以测定方式区分，免疫浊度法可分为散射光免疫浊度法（nephelometry im – munoassay 或 nephelometry）和透射光免疫浊度法（turbidimetric immunoassay 或 turbidime – try）。前者是在 5° ~ 96°角的方向上测量散射光强度和被测溶液中微粒浓度关系的方法，后者则是在 180°角，亦即在直射角度上测定光透射强度。如按形成复合物的速度测定可分终点浊度法和速率浊度法。几种方法现皆有测量仪器可供应用。

二、免疫浊度分析仪

免疫浊度分析法与其它免疫学分析法（如酶免疫分析法、放射免疫分析法）相比，最大的优点是校正曲线稳定，简便快速，易于自动化，无放射性核素污染等。近年来，随着免疫浊度分析法日趋成熟，各种免疫浊度分析仪也应运而生，且自动化程度不断提高。以下介绍两种常用的免疫浊度分析仪。

（一）ARRAY 分析系统

ARRAY 系统是目前在临床上常用的速率散射法免疫浊度测定系统，它是由微电脑控制的、可以定量检测体液中各种物质的全自动组合仪器。

1. 基本结构　系统由分析仪、计算机、打印机三部分组成。分析仪是该系统的主要部分，包括散射测浊仪、加液系统、20 孔试剂转盘、40 孔样品转盘、卡片阅读器、软盘驱动器等。

2. 测定方法　系统用于检测悬浮于缓冲液中的抗原 – 抗体免疫复合物颗粒。在

抗体过量的前提下，悬浮颗粒通过光束时所产生的散射光速率变化强弱与抗原浓度成正比。速率峰值经微电脑处理转换成抗原浓度。测定方法具有敏感、精确、快速和简便的特点。全自动操作，一次可对 40 份标本进行 20 种免疫特定蛋白项目的检测，数分钟内可出结果并打印报告。

（二）BN 特种蛋白分析测定系统

BN 特种蛋白分析测定系统（Behring Nephelometer）是用于免疫浊度分析的半自动分析系统。

1. **仪器组成**　BN 特种蛋白分析测定系统由分析仪、计算机、打印机、条码读取器四部分组成。分析仪是该系统的主要部分，包括散射测浊仪、自动加液系统、支架运输装置和比色杯装置。

2. **测定原理**　系统测定方法实质上是透射比浊的一种改良。利用发光二极管（840nm）作为光源，检测在前向角 13°～24°的散射光，由硅化光电二极管接收散射光信号，这种散射光的强度与免疫复合物浓度成正比。散射光电信号与贮存在计算机内的标准曲线进行比较，然后转换成检测物的浓度。

三、免疫浊度分析仪的临床应用

1. **免疫功能监测**　IgA、IgG、1gM、IgG 亚型、lgM 亚型、免疫球蛋白轻链 κ、免疫球蛋白轻链 λ、补体 C3、补体 C4、C－反应蛋白和循环免疫复合物（CIC）测定等；

2. **心血管疾病检测**　载脂蛋白 A1、载脂蛋白 B、脂蛋白 α、C－反应蛋白；

3. **炎症状况监测**　C－反应蛋白、α_1－酸性糖蛋白、触珠蛋白、铜蓝蛋白；

4. **类风湿性关节炎的检测**　类风湿因子、C 反应蛋白、抗链球菌溶血素 O；

5. **肾脏功能监测**　微量白蛋白、β_2－微球蛋白、转铁蛋白、免疫球蛋白 G；

6. **营养状态监测**　白蛋白、前白蛋白、转铁蛋白等；

7，**新生儿体检**　C－反应蛋白、前白蛋白、IgA、IgG 等；

8. **凝血及出血性疾病的检测**　抗凝血酶Ⅲ、转铁蛋白、触珠蛋白等；

9. **药物浓度的监测**　丁胺卡那霉素、卡马西平、庆大霉素、苯巴比妥、苯妥因、普鲁卡因酰胺、奎尼丁、茶碱、妥布霉素、丙戊酸、普里米酮等。

第五章　电化学临床分析仪器

电化学临床分析仪器是利用电化学分析原理和技术而设计的临床分析仪器。溶液的电化学性质是指电解质溶液通电时，其电位、电流、电导和电量等电化学特性随化学组分和浓度而变化的性质。电化学分析法是建立在溶液电化学性质基础上的一类分析方法。是利用溶液的这些性质，通过电极这个变换器，把被测物质的浓度转变成电学参数而进行检测的方法。

本章根据检测参数的不同，介绍相应的电化学分析原理，进而介绍临床检验常用的电解质分析仪和血气分析仪的工作原理、结构、性能、使用和维护。

第一节　电化学分析原理

一、pH 值测定原理

pH 值测定通常是采用参比电极（电极电位不受试液组成变化影响，具有恒定的数值，如甘汞电极或银–氯化银电极）为正极，以指示电极（电极电位能指示被测离子的活度或浓度的变化，如 pH 玻璃电极）为负极，组成一个电化学电池，通过测量电池的电动势 E 而测得相应溶液的 pH 值的方法。

最常用的指示电极是 pH 玻璃电极。玻璃电极对溶液 pH 的敏感程度取决于电极的玻璃膜。在一定温度下，玻璃电极的电极电位大小与被测溶液的 pH 值有线性关系：

$$E_{玻} = K_{玻} - \frac{2.303RT}{F}pH \tag{5-1}$$

式中 R 为气体常数，F 为法拉第常数，T 为热力学温度。$K_{玻}$ 为取决于玻璃电极本身性能的常数，由于各玻璃电极的 $K_{玻}$ 不尽相同，因此，在检测时仪器需用标准缓冲溶液进行校正。在 37℃时，0.05mol/kg 邻苯二甲酸氢钾溶液的 pH 值为 4.02，0.025mol/kg 混合磷酸盐的 pH 值为 6.84。

二、离子选择性电极工作原理

离子选择性电极（ion selective electrode，ISE）**可测量** pH **值、**Na^+**、**K^-**、**$C1^{2+}$**、**Ca^{2+}**、**MS^{2+} **等离子的活度或浓度。某一特定的** ISE**，其敏感膜材料可对某一离子特异性响应。不同类型的敏感膜，其膜电位产生的机理可能不同。一般认为，大多数膜电位的产生是基于膜材料的离子与溶液界面的离子发生交换反应，改变两相中原有的电荷分布，形成双电层，即两相间存在一定的电位差。**

ISE **与参比电极共同浸入样品试液中构成一个原电池，通过测量原电池的电动势** E**，求得被测离子的活度或浓度。**

$$E_{ISE} = \kappa \pm \frac{2.303RT}{nF} lnC_x f_x \quad (5-2)$$

式中，阳离子选择性电极为 + **，阴离子选择性电极为** – **；**n **为离子电荷数；**C_x **为被测离子浓度；**f_x **为被测离子活度系数；**k **在测量条件恒定时为常数。公式** 5 – 2 **表明，在一定条件下，原电池的电动势与被测离子浓度的对数呈线性关系。因此，通过测量电池电动势，便可对被测离子进行定量测定。**

钠电极是一种含硅酸锂铝的玻璃电极，具有对钠离子敏感的玻璃膜，其工作原理、基本结构和 pH **玻璃电极相似，只是大小和形状有所差异。当** pH **值低于** 5 **时，钠电极电位会受到氢离子的干扰。因为血液的** pH **值通常高于** 5**，故在血液分析时问题不大，但分析尿液时则需加入缓冲剂。由于它对钾离子浓度的改变有瞬态影响，而经常以** NH_4HF_2 **冲洗可减少此现象。钠电极的寿命一般大于一年。钠电极对** Na^+ **的响应速度比** K^+ **快** 300 **倍，具有较高的选择性。**

钾电极是以钾 – **缬氨霉素中性载体为活性材料的聚氯乙烯膜电极，是利用钾离子与缬氨霉素的强配位能力而达到高的选择性，膜对** K^+ **有专一性，对** K^+ **的响应速度比** Na^+ **快** 1000 **倍。钾电极一般由三部分构成，在塑料套中嵌装了内参比电极的电极杆、缬氨霉素套和内参比溶液。它与钠电极一样，不易被样品的蛋白损害，因此，适合于直接分析生化样品。**

氯电极的敏感膜由金属氯化物材料制成，其基本结构和钠、钾电极相似。

离子选择性电极法分为直接法和间接法。前者是指血清不经稀释直接由电极测量，后者是血清经一定离子强度缓冲溶液稀释后由电极测量。

三、PO_2 电极的工作原理

PO_2 **电极是氧化还原电极，对氧的测量是基于电解氧的原理而实现的。**

PO_2 **电极由铂丝阴极与银** – **氯化银阳极组成，称为** Clark **电极。铂丝阴极封闭在一玻璃柱中，前端暴露作为阴极，后端引出导线。银** – **氯化银阳极围绕在玻璃柱的**

后端。将此玻璃柱装在一个有机玻璃套内，套的一端覆盖着 O_2 渗透膜（约 20μm 的聚丙烯或聚乙烯或聚四氟乙烯），套内空隙充满 PO_2 缓冲液（含 $Na_2HPO_4-KH_2PO_4-KCl$ 水溶液），玻璃前端磨砂，使铂阴极与 O_2 渗透膜之间保持一薄层缓冲液。膜外为待测溶液。待测溶液中的 O_2 可以借渗透膜内外 PO_2 梯度透过膜而进入电极。

当外加直流电压在 0.4V 以下时，进入电极的 O_2 不发生反应；当外加电压在 0.4V～0.8V 范围内时，O_2 在铂阴极表面被还原，电极电流随外加电压的增加而增加。在测定时，O_2 在铂阴极表面发生的反应如下：

$$O_2+2H_2O \rightarrow H_2O_2$$

$$H_2O_2+2e^- \rightarrow 2OH^-$$

当阴极表面附近的氧被消耗后，阴极表面氧分压为零。这时，标本中的氧将通过渗透膜向阴极发生浓度扩散。当氧浓度扩散梯度相对稳定时，就产生一个稳定的电解电流，称之为极限扩散电流。极限扩散电流的大小决定于渗透到阴极表面的氧的多少，而后者又取决于膜外的 PO_2。因此，通过测定电流变化即可测定血液标本中的氧分压 PO_2。

在外加电压超过 0.8V 时，即使 $PO_2=0mmHg$，水本身也会被电解而产生电流。因此外加在 PO_2 电极上的工作电压通常为 0.6V。

四、PCO_2 电极的工作原理

PCO_2 电极是气敏电极，其基本组成部分是由玻璃电极和银－氯化银电极组装在一起的复合电极，头部带有 pH 敏感玻璃的测量半电池密封在玻璃电极内。复合电极装入有机玻璃圆筒中，塑料套上有气体渗透膜，内装 PCO_2 电极外缓冲液（含 $NaHCO_3-NaCl$），它的 pH 可以因血液的 PCO_2 而改变。缓冲液外渗透膜为聚四氟乙烯或硅橡胶膜，它将测量室内的血液与玻璃电极及其外面的 HCO_3^- 溶液分隔开来，H^+ 及其它带电荷的离子不能进入膜内溶液，但血液标本中 CO_2 分子可以通过，CO_2 分子在缓冲液中溶解、水化，并建立电离平衡。平衡使溶液中氢离子（H^+）浓度增加，因而溶液的 pH 值下降。根据 Hen－derson－Hasselbalch 方程可知：

$$pH=C-K'\text{Ig}PCO_2 \quad (5-3)$$

$$E=K\lg PCO_2+C_1 \quad (5-4)$$

式中的系数 K、K′、C 和 C_1，在一定温度下，对于 PCO_2 均为常数，可通过两种浓度的标准气体校正求得。

因待测溶液中 pH 值的变化与 $\lg PCO_2$ 有线性关系，可由 pH 电极测得的 pH 值的变化量，经反对数放大器转换为 PCO_2，再用数字显示。

第二节　电解质分析仪

水、电解质和酸碱平衡是维持人体内环境稳定的三个重要因素。机体电解质的主要功能包括维持体液的渗透压平衡和酸碱平衡；维持神经、肌肉、心肌细胞的静息电位，并参与其动作电位的形成；参与新陈代谢和生理功能等。在人体发生疾病，如糖尿病酸中毒、肾功能衰竭、严重呕吐、腹泻、渗出性胸膜炎或腹膜炎等病症时，都会引起电解质浓度偏离正常范围，严重时甚至会危及生命。正常人细胞内、外液及各种不同体液中的钾（K）、钠（Na）、氯（Cl）、钙（Ca）、锂（Li）等电解质的含量不尽相同，现有的常规方法尚不能测定细胞内液电解质的浓度，故常以血清的电解质数值代表其电解质含量，并以此作方判断、纠正电解质紊乱的依据。

测定电解质的方法很多，有化学法、火焰光度法、原子吸收法、离子选择性电极法等。临床最常使用的电解质分析仪（electrolyte analyzer）是采用离子选择性电极测量溶液中离子浓度的仪器，可以快速精确地同时测定生物样品中的钾、钠、氯、钙、锂、pH 值等多项指标。这种仪器具有设备简单、操作方便、灵敏度和选择性好、成本低，以及快速、准确、微量、不破坏被测试样和不用进行复杂的预处理等优点。特别是 ISE 可以做微量和连续自动测定，可与血气分析仪、自动生化分析仪联合集成进行检测。目前，电解质分析仪已在临床检测中得到了极其广泛地应用。

一、电解质分析仪的分类

电解质分析仪主要检测 K^+、Na^+、$C1^-$ 等离子，部分检测 Li^+、Ca^2+、Mg^2+ 等离子。目前临床检测电解质的仪器很多，若按自动化程度分类，电解质分析仪可分为半自动电解质分析仪和全自动电解质分析仪；若按工作方式分类，电解质分析仪可分为湿式电解质分析仪和干式电解质分析仪。

临床上最常用的电解质分析仪是湿式电解质分析仪，它将离子选择性电极和参比电极插入被测样品中组成电池，然后通过测量原电池电动势来进行测试分析。干式电解质分析仪是采用基于离子选择的差示电位法来进行分析测试。

二、电解质分析仪的结构

（一）湿式电解质分析仪

湿式电解质分析仪由离子选择性电极、参比电极、分析箱、测量电路、控制电路、驱动电机及显示器等组成，其结构方框图如图 5－1 所示。

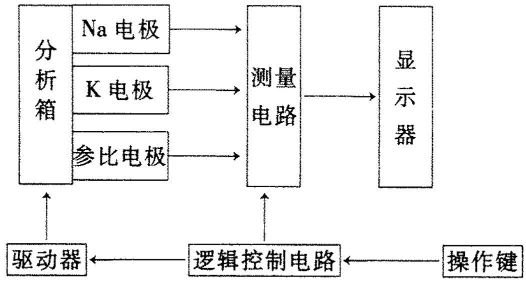


图 5 – 1　湿式电解质分析仪结构框图

这一类分析仪的结构基本可以分成如下几个部分。

1. 板面系统　不同的电解质分析仪在仪器板面上都具有人机对话的操作键。在分析检测样品时，操作者可以通过按键操作来控制分析检测过程。

其中，有的仪器板面上具有“Yes”、“No”、输出和归位键，“Yes”键用来接收显示屏上的提问，“No”键用来否定显示屏上的问句，“输出键”是安装打印纸按键，“归位键”使每天的标本自动从 1 号开始测定。板面下方有探针，内分等三个位置，可直接从任何类型的容器中吸取样本（注射器、毛细管、试管或样品杯）；板面右下方是斜标、定标/冲洗液试剂瓶及废液瓶；后板面有 25 线插孔、数据输出等，保密键也可以插在此插孔上。

2. 电极系统　分析仪的电极系统是测定样品结果的关键，决定测定结果的准确度和灵敏度。电极系统包括指示电极和参比电极。指示电极包括 pH、Na^+、K^+、Li^+、Cl^-、Ca^{2+}、Mg^{2+} 等离子选择性电极。参比电极一般是银/氯化银电极。

3. 液路系统　分析仪的液路系统通常由标本盘、溶液瓶、吸样针、三通阀、电极系统、蠕动泵等组成。标本盘、三通阀和蠕动泵的转动、转换均由微机自动控制，蠕动泵为各种试剂的流动提供动力，仪器的测量电极和参比电极都可采用流通式管状电极。其通路包括定标液/冲洗液通路、标本通路、废液通路、回水通路、电磁阀通路等。

不同类型的电解质分析仪具有不同的液路系统。液路系统直接影响到测试样品浓度的准确性和稳定性。因此仪器吸样量的准确性、清除管路和电极表面的蛋白、保证管路系统的畅通等是仪器的重要功能指标。

4. 电路系统　各种分析仪的电子部件各不相同，但基本的模块一般都由电源电路模块、微处理器模块、输入输出模块、信号放大及数据采集模块、蠕动泵和三通阀模块五大部分组成。

电源电路模块主要提供分析仪中打印机接口电路、蠕动泵控制电路、电磁阀控制电路以及其它各种部件所需的电源。

微处理器模块包括主机 CPU 芯片，通过地址总线、数据总线与显示板、打印机、触摸控制板相连，通过系统总线和模拟通道液压系统相连。

一种国产钾钠电解质分析仪的电路系统逻辑框图如图 5－2 所示。

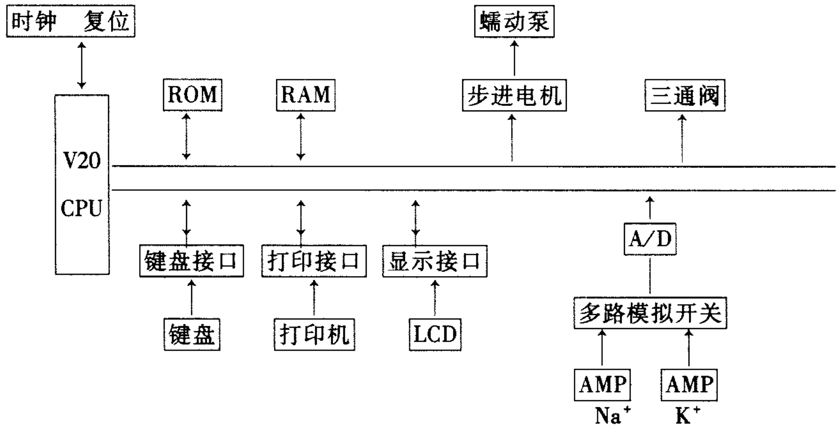


图 5－2　电解质分析仪的电路逻辑框图

5. 软件系统　各种分析仪的软件系统，是控制仪器运行的关键。它提供仪器微处理系统操作、仪器设定程序操作、仪器测定程序操作，以及自动清洗等操作程序。

各类分析仪的操作处理，一般都由程序控制。微处理系统会不断监测分析仪的稳定性、调校自动定标频率和自动测定质控标本，并自动将结果与预期的数字作比较评估，还能指导操作者日常保养和帮助解决故障问题。在测定质控范围、质控时间，设定密码及选择自动或手动定标方式时，都需要设定程序。检测操作的控制采用人机对话方式，由操作者按键控制，运行过程包括启动运作、吸取样本、自动分析检测、数据处理及结果打印、自动清洗吸样针等测量组件以及复位等待下次检测分析等。

（二）干式电解质分析仪

电解质的干化学测定法目前主要有两类：一类是基于反射光度法，另一类基于离子选择性电极（ISE）方法。基于 ISE 法的干式电解质分析仪结构如图 5－3 所示。多层膜片包括两个完全相同的离子选择性电极，两者均由离子选择性敏感膜，参比层、氯化银层和银层组成，并用一纸盐桥相连。左边为样品电极，右边为参比电极。测定时，用双孔移液管取 10μl 血清和 10μl 参比液滴入两个加样孔内，即可测定二者的差示电位。

干式电解质分析仪是半导体技术和电化学技术相互渗透而产生的能够敏感离子和分子的有源化学敏感半导体新型器件——离子敏场效应晶体管（ISFET）技术基础上发展起来的。离子敏场效应管传感器的基本结构是在除掉金属栅的半导体场效应管上生长相应的保护膜——离子敏感膜而构成的微型、有源、全固态半导体化学传感器，与其参比电极组合在一起的复合结构，当传感器的敏感膜（膜材料随不同离

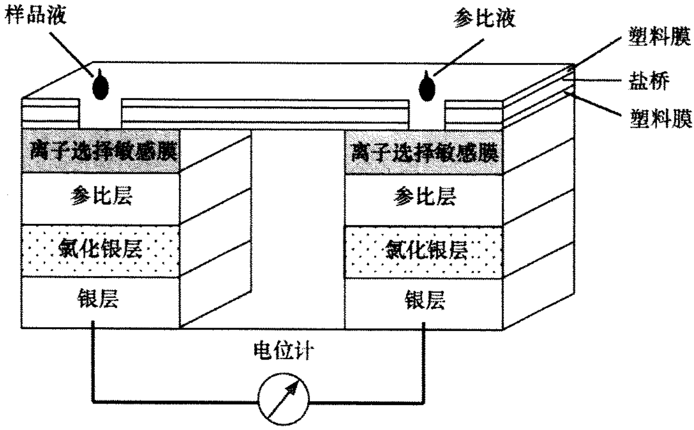


图 5－3　干式电解质分析仪示意图

子而异）与溶液接触时，就能有选择地与溶液中的该种离子产生响应，该响应符合 Nernst 方程。干式电解质分析仪具有使用简单、方便、快速等许多无可比拟的优点，有很大的市场前景。

三、电解质分析仪的维护、保养与故障排除

（一）仪器的保养

1. 电极系统的保养　仪器在工作过程中，由于电极的内充液与样品之间存在着不同程度的离子交换，使电极内充液的浓度逐渐降低，从而使膜电位下降，导致测量结果偏低。因此，需要定期对电极内充液中的离子含量进行调整。

（1）钠电极：钠电极内充液的浓度降低最为严重，要经常检查调整内充液浓度。

（2）钾电极：每月至少更换一次内充液。

（3）参比电极：每周均需检查电极内是否有足够的饱和氯化钾溶液及氯化钾残片。如果不够或没有，则需及时添加。一般三个月要换一次参比电极膜。

2. 流路系统的保养　仪器在测量过程中，由于血清中含有部分纤维蛋白，蛋白会附着在流路系统的泵、管路和电极系统毛细管的内壁上，当测量工作量较大时，内壁所附的蛋白增厚，造成阻塞管路和影响样品与电极之间的测量电位，影响正常工作和测试结果的准确性。

（1）流路保养：多数仪器都有仪器流路保养程序，可以根据保养程序进行保养工作。当流路保养程序结束后，应当对仪器进行重新定标。

（2）全流路清洗：为了保证仪器流路中没有蛋白质、脂类沉积和盐类结晶，每天工作结束关机前，都必须进行管路的清洗。仪器进入流路程序进行清洗，吸入或

注射清洗液、去蛋白液或蒸馏水冲洗流路，重复 2～3 次。冲洗完毕后，应当对仪器进行重新定标。

（二）日常的维护

仪器的维护保养应按照使用说明书上的要求，进行每日维护、每周维护、半年维护和停机维护。

1. 每日维护　检查试剂量，如不足 1/4 液面则应及时更换；清洁仪器表面灰尘及吸样探针，保持探针的畅通；及时弃去废液瓶中的废液。

2. 每周维护　仪器进行流路清洗，除去蛋白质、脂类沉积和盐类结晶，对仪器进行维护保养。

3. 每月维护　用酒精棉球清洁泵管不锈钢转轴，在泵管的弯处涂硅油或白色凡士林等润滑剂。

4. 每季度进行 MV 值试验　电极的 MV 值由仪器使用说明书给出。

（三）常见故障及其排除方法

仪器出现故障时应先排除维护和使用不当等因素，如管道松动、破裂、参比电极液长期未换、长期没有活化去蛋白、进样针（或三通、或电极）堵塞，泵管老化等。而后检查电极的电压和斜率是否正常，再用电极检查程序来确认电极输出是否稳定。常见故障、产生原因和排除方法如下。

1. 仪器不工作　是否停电、电源线未插入插座中、保险丝熔断等。

2. 定标不能稳定　电极没有稳定，可以在电极稳定 30min 后定标。

3. 重复性不良　电极未活化，应活化电极；电极间有漏液，应装紧电极或更换密封圈；电极间有血样凝块，需拆开电极，用吸球吹净电极；参比电极有 KCl 结晶，应擦净；电极毫伏偏低，更换电极内液或电极；电极斜率低于规定值（SLOPE），应更换电极或重新校准；试剂太少或变质，应更换试剂；系统校准没有进行，因运行系统校准 2～3 次；系统校准能通过，但电极斜率 SLOPE 值超出规定，重新运行系统校准 2～3 次或更换相应电极或试剂。

4. 准确性不够　为保证实验室报告的准确性和稳定性，建议操作者每天做一次质控。质控结果不在要求范围之内，则须查找原因，重新定标和做质控，直至符合质控要求。如果所有测定项目准确性差，应更换参比电极。

5. 样品不能吸入，管路有气泡　进样针堵塞，应拆下进样针用注射器疏通冲洗；三通堵塞，拆下电极用注射器疏通冲洗三通；电极堵塞，拆下电极，并分解单个电极用吸球吹净电极；泵管老化，应更换泵管；管道有破裂或松动，应更换管道或装好管道。

第三节　血气分析仪

血气分析仪（blood gas analyzer）是利用电极对人全血中的酸碱度（pH）、二氧化碳分压（PCO_2）和氧分压（PO_2）进行测定的仪器。根据所测得的 pH、PCO_2、PO_2 参数及输入的血红蛋白值，血气分析仪可进行计算并求出血液中的其它参数。如血液中的实际碳酸氢根浓度（AB）、标准碳酸氢根浓度（SB）、血液缓冲碱（BB）、血浆二氧化碳总量（TCO_2）、血液碱剩余（BE_{blood}）、细胞外液碱剩余（BE_{ECF}）、血氧饱和度（SO_2）（有些血气分析仪还增加了测量血红蛋白和大气压的测量项目）等。根据测量和计算出的这些参数可以了解人体血液的酸碱平衡情况和输氧状态，从而为疾病病因的分析和治疗方案提供科学的依据。血气分析仪广泛应用于昏迷、休克、严重外伤等危急病人的临床抢救、外科大手术的监控、临床效果的观察和研究等。

一、工作原理

血气分析仪的工作原理如图 5－4 所示。

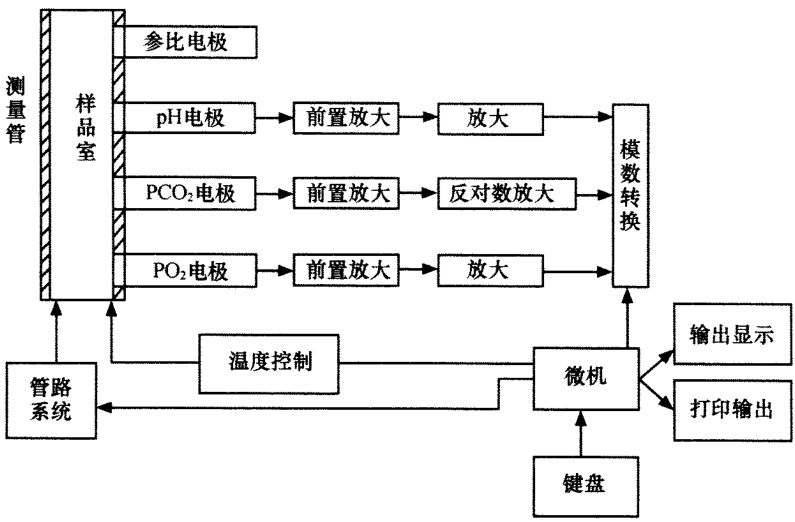


图 5－4　血气分析仪的工作原理图

测量毛细管的管壁上开有四个孔，孔内分别插有 pH、PCO_2 和 PO_2 三支测量电极和一支参比电极。被测血液样品在管路系统的抽吸下，进入样品室内的测量毛细

管中，同时被四个电极所感测。电极产生对应于 pH、PCO_2 和 PO_2 三项参数的电信号。这些电信号分别经放大、模数转换后送到微处理机。经处理运算后，再分别被送到各自的显示单元显示或打印机打印出检测结果。检测系统的所有部件包括温度控制、管道系统的动作等均由微机或计算机芯片控制。

电极的电信号对温度变化非常敏感，因此测量室必需是一个恒温系统。早期的测量室采用水浴式、空气浴式等，由于其恒温速度慢、热稳定性较差等原因，目前已被固体恒温式装置所取代。固体恒温式装置的加热速度快，热均匀性比较好，恒温精度也较高。通常测量室的温度被恒定在 37℃ ± 0.1℃。

在血气分析仪中，为了完成对样品的自动定标、自动测量和自动冲洗等功能，装有一套比较复杂的管路系统以及配合管路工作的泵体和电磁阀。泵和电磁阀的转、停、开、闭、温度的高低、定标气及定标液的有、无、供、停等，均由微机来进行控制或监测。

血气分析方法是一种相对测量方法。在测量样品之前，需用标准液及标准气体来确定 pH、PCO_2 和 PO_2 三套电极的工作曲线。通常把确定电极系统工作曲线的过程叫做定标或校准（Calibration）。每种电极都要有两种标准物质来进行定标，以便确定建立工作曲线最少所需要的两个工作点。

pH 系统使用 7.383 和 6.840 两种标准缓冲液来进行定标。氧和二氧化碳系统用两种混合气体来进行定标。第一种混合气中含 5% 的 CO_2 和 20% 的 O_2；第二种含 10% 的 CO_2，不含 O_2。有的是将上述两种气体混合到两种 pH 缓冲液内，然后对三种电极一起进行定标。

近年来，血气分析仪不断有一些新的改进。如有的血气分析仪将所有的液路、气路以及定标液、定标气、质控液、冲洗液、废液收集袋、微型电极等部分，全部封装在一个录像带大小的盒子里。使用时，只要将盒子插入仪器即可。每只盒子可以用来测量 50 个血样。盒子是一次性使用的，用完即弃。这种仪器小巧，携带使用方便，非常适合床边及野外等流动场合使用。

另外，经皮 PCO_2 和 PO_2 分析仪也已投入临床使用。这种分析仪不需采血。把电极套套在手指或放在皮肤上便能测量出结果。只是其精度还不够。

二、仪器结构

血气分析仪虽然种类、型号很多，但其基本结构均可分为电极、管路和电路三大部分。

（一）电极系统

电极是血气分析仪的信号传感器，由于新的生物传感技术的发明和不断改进也带动了血气分析仪的发展。因为大小和尺寸不同，所以不同公司生产的、甚至同一

公司不同时期生产的电极都不能通用，但它们的工作原理相同，结构也类似。一般的血气分析仪使用四支电极，分别是 pH、PCO_2、PO_2 电极和 pH 参比电极。

1.pH 电极和 pH 参比电极　血气分析仪使用毛细管 pH 玻璃电极和甘汞电极来测量溶液的酸碱度。pH 玻璃电极毛细管，直径约为 0.5mm，膜厚为 0.1mm 左右，由钠玻璃或锂玻璃熔融吹制而成。电极支持管一般由绝缘优良的铅玻璃制成，其膨胀系数与玻璃毛细管一致。内参比电极是 Ag/AgCl 电极，具有稳定的电位值。电极内充磷酸盐和 KCl 的混合液。玻璃电极与甘汞参比电极构成电池，其电动势的大小主要取决于内部溶液的 pH 值，而电极导线将内部电极引出的电位值传输到放大器。由于 pH 玻璃电极的内阻极大，所以要求导线具有良好的绝缘性（$>10^{12}\Omega$）和良好的屏蔽性，一般采用聚乙烯金属隔离线。

下图 5 - 5 是部分血气分析仪上所用的毛细管玻璃 pH 电极与甘汞参比电极的示意图。其毛细管壁相当于普通球形玻璃电极的敏感玻璃膜。此种电极的标本用量为 2μl，pH 测定范围为 0 ~ 10。在有些血液 pH 平衡仪中，使用手枪式毛细管玻璃 pH 电极，它可随意移动。在 BME 系列酸碱血气分析仪中，毛细管玻璃 pH 电极用方向接头固定在恒温器上，上下左右运动自如，便于吸取各种液体进行清洗、校准或测定。也有采用复合 pH 电极的，即把参比电极装于 pH 电极内，避免了甘汞电极中饱和 KCl 盐桥引起的一切弊端。

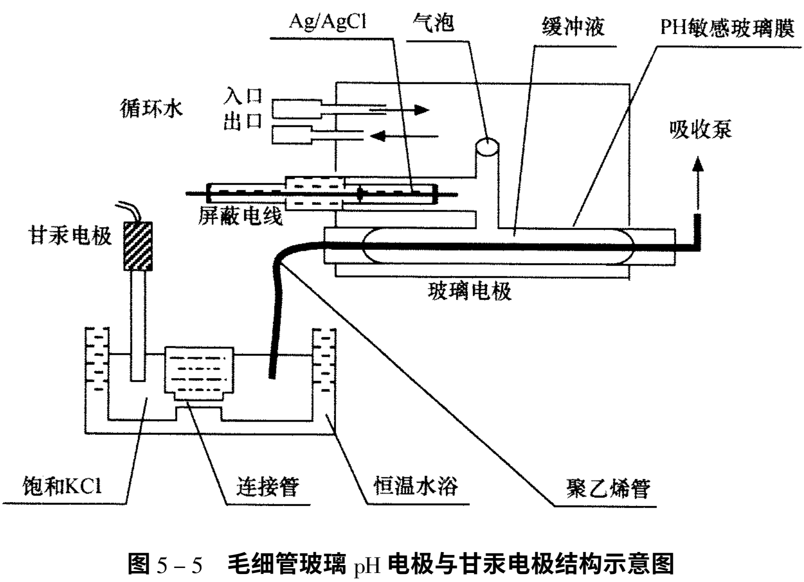


图 5 - 5　毛细管玻璃 pH 电极与甘汞电极结构示意图

各种血气分析仪的甘汞电极形状亦有不同。甘汞电极结构主要有甘汞芯子、电极玻壳、盐桥溶液、液络部和电极导线。内充的 KCl 溶液多采用饱和型的。其端部的渗漏孔，有的做成毛细管状，有的采用多孔塑料或微渗塑料膜。为方便添加氯化钾液体，有些仪器专门配有一个蠕动泵，通过一根管道向里添加氯化钾；或通过两

根管道，在新的氯化钾液体进入的同时，将旧的氯化钾液体排出来。KCl 对蛋白质有影响，Semple 采用 0.152MNaCl 盐桥时发现，血液的 pH 要比由浓 KCl 盐桥所组成的电池测得的 pH 值平均低 0.11。这种差数可能是因 NaCl 代替等迁移的 KCl 而产生的巨大残余液体接界电位所致。

2.PCO_2 电极　PCO_2 电极是根据 J.Severinghous 原理设计的，结构如图 5－6 所示。PCO_2 电极的基本组成部分是玻璃电极。远端具有一薄层（厚约 0.1mm）对 pH 敏感的玻璃膜，电极内溶液是含有 KCl 的磷酸盐缓冲液，其中浸有杆状 Ag/AgCl 电极。参比电极为环状 Ag/AeCl 电极，位于玻璃电极杆的近侧端。玻璃电极与参比电极外面充满 PCO_2 电极外缓冲液，它的 pH 值随血液的 PCO_2 而改变。玻璃电极膜与其有机玻璃外套一端的渗透膜之间放一片尼龙网或擦镜纸，使两者之间保证有一薄层电极溶液间隔着。渗透膜为聚四氟乙烯或硅橡胶膜，它将测量室内的血液与玻璃电极及其外面的 HCO_3^- 溶液分隔开，它只允许血液样品中 CO_2 分子通过，让其溶解、水化，并建立电离平衡，使溶液中氢离子（H^+）增加，因而使膜内溶液 pH 值下降。从 Henderson－Hasselbalch 方程（公式 5－3）可知，待测溶液中 pH 值的变化与 $lgPCO_2$ 有线性关系。由 pH 电极测得的 pH 值的变化量，可经反对数放大器转换为 PCO_2，再用数字显示。

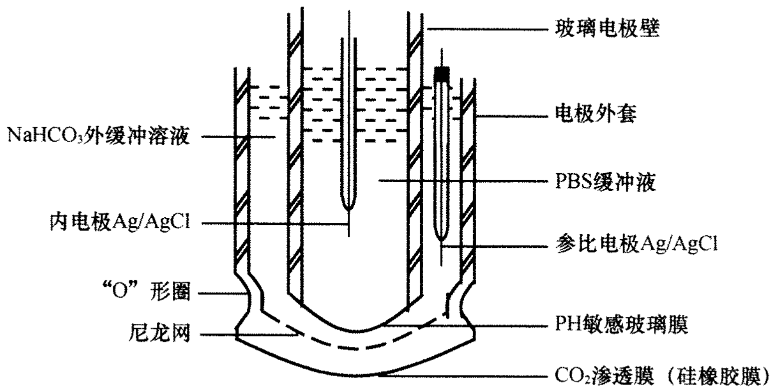


图 5－6　PCO_2 测量系统示意图

3.PO_2 电极　PO_2 电极是一种气敏电极，电极结构如图 5－7 所示。铂丝直径通常为 20μm，与直径 0.3mm 的铂丝引出线点焊后封闭在玻璃柱中，前端暴露作为阴极，Ag/AgCl 电极围绕在玻璃柱的后端。将此玻璃柱装在一有机玻璃套内，套的一端覆盖着 O_2 渗透膜（用约 20μm 的聚丙烯或聚四氟乙烯），套内空隙充满 PO_2 缓冲液，玻璃柱的前端磨砂，使铂阴极与 O_2 渗透膜之间保持一薄层缓冲液。膜外为测量室。电极与测量室保持恒定温度（37℃ ±0.1℃）。

PO_2 电极电流信号的大小取决于渗透到阴极表面氧的浓度，后者又决定于膜外

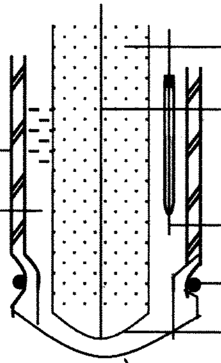


图 5－7 PO_2 电极结构示意图

的 PO_2。电流的大小通常只有几十纳安（10^{-9}A），故 PO_2 电极所配的放大器为高输入阻抗、低噪声的微电流放大器。

当 PO_2 的值为零时，电路中电流并不为零，存在一个微小的电流值，通常称其为基流。在校准 PO_2 电极时，需采用两种气体。先用不含氧的纯二氧化碳气体通过测量管，将电路中的基流调为零；用第二种标准气体去测定 PO_2，便可得出 PO_2 和电流的标准曲线。

（二）管路系统

血气分析仪的管路系统是为完成自动定标、自动测量、自动冲洗等功能而设置的。管路系统是血气分析仪很重要的组成部分，在工作过程中，该系统出现的故障最多。其结构比较复杂，通常由气瓶、溶液瓶、连接管道、电磁阀、正、负压泵以及转换装置等部分组成。血气分析仪的管路系统见图 5－8。

1. 气路系统　气路系统用来提供 PCO_2 和 PO_2 电极定标时所用的两种气体。气路系统分为两种类型，一种是压缩气瓶供气方式，又叫外配气方式；另一种是气体混合器供气方式，又叫内配气方式。

2. 液路系统　液路系统具有两种功能，一是提供 pH 值电极系统定标用的两种缓冲液，二是自动将定标和测量时停留在测量毛细管中的缓冲液或血液冲洗干净。这样至少需要四个盛放液体的瓶子，其中两个盛放缓冲液 1 和缓冲液 2，第三个盛装冲洗液，第四个盛放废液。此外，有的仪器还配有专用的清洗液，在每次总定标之前，先要用清洗液对测量室进行一次清洗。对于这样的仪器，还须配备有一个盛装清洗液的小瓶子。

血气分析仪一般采用蠕动泵抽吸样品和定标液。利用电磁阀控制流体的通断。在微机的控制下，转换装置让不同的流体按预先设置好的程序进入测量室。转换装

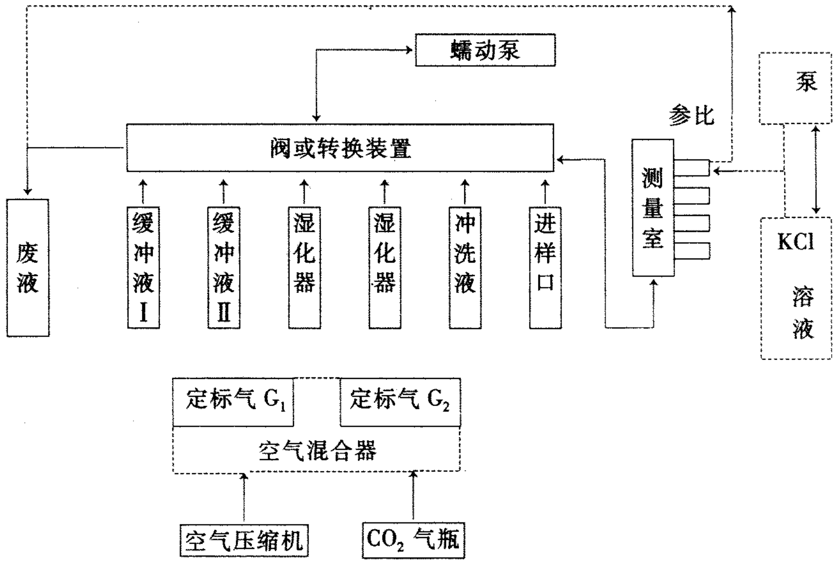


图 5－8　血气分析仪的管路系统示意图

置一边接有各种气体与液体管路，另一边是流体的出口，在微机的控制下，某一时刻只有一个流体出口和测量毛细管的进入口相接。有的血气分析仪的定标方式和上述有所不同。它们是先将两种比例不同的定标气混合到定标液内，而后再对电极进行定标。

（三）电路系统

各种血气分析仪的电路系统结构有所不同，其功能是将仪器测量信号进行放大和模数转换、对仪器实行有效控制、显示和打印出结果、通过键盘输入指令。血气分析仪的发展，也主要体现在计算机技术和电子线路系统的技术进展上。

三、常见血气分析仪简介

血气分析仪是 20 世纪 50 年代中期发展起来的，至 20 世纪 70 年代已达到高度数字化和自动化程度。血气分析仪发展过程大致分为三个阶段：①血液 pH 平衡仪阶段；②酸碱血气分析仪；③全自动酸碱血气分析仪。近年来，随着计算机技术的发展，微机和集成电路制造技术的提高，使血气分析仪向自动化和智能化方向迈进。pH 的测量值已精确到 0.001；PCO_2 和 PO_2 的测量值精确到 0.1mmHg。仪器可自动校正、自动进样、自动清洗、自动计算并报告结果、自动故障检测和报警，甚至可提供临床诊断参考意见。电极的使用寿命和稳定性进一步提高，仪器的预热和测量时间进一步缩短，测量所需的样品量大大减少，最低的仅需 40μL。越来越多的血气分析仪与电解质分析仪、血氧仪等联为一体，并与医院的计算机系统联机，使其

功能更全面。血气分析仪的发展方向将是全功能、小型化、连续测量等方面。

（一）多功能全自动血气分析仪

目前大多数血气分析仪都带有电解质（钾、钠、氯、钙）测定，很多新型仪器增加了智能专家诊断系统，既能测定结果又能对结果进行分析及综合诊断。有的血气分析仪采用彩色触摸屏直观操作，全自动质控分析，自动化试剂盒，免保养电极。有的血气分析仪具有样品量少（只需 25μl ~ 40μl 全血便能进行手动或自动分析）、试剂消耗量少、电极寿命长、各型号仪器的电极及试剂的消耗品均可互换的特点。目前血气市场上分析速度最快的最新仪器，只需“20 秒”即可提供一份完整的分析报告（包括 pH、PO_2、PCO_2 等 14 项参数）并提示非正常的测量参数；测量只需要 25μl 样品，特别适合新生儿和老年人；进样可使用毛细管、注射器或 AVL 采血针；具有透明的测量室，操作者可直视电极工作情况和样本通过过程；全自动一点或两点定标，全自动清洗。

（二）适子危重症监护系统的血气分析仪

最新的适于危重症监护系统的血气分析仪的特点是具有可以提供一个包括血气参数、电解质参数、血葡萄糖和血乳酸的完整检测菜单；单独连接血氧计，具有专利技术的智能进样器；微量样本，分段检测的新方法；完善的数据管理系统；免维护、操作成本低廉等。仪器模注射机容易升级，不更换仪器就可增加检测参数，1 分钟内便可快速完成血气、电解质、血压积及葡萄糖和血氧参数的准确分析。

（三）便携式血气分析仪

便携式血气分析仪可用于急诊室、ICU 病房、手术室、化验室及救护车等现场工作中。一种手提式血气与电解质分析系统，其最新技术在于将传统血气分析仪所使用的混合标准气瓶、各种测量电极的标准试剂溶液、废液回收瓶子等，以最新科学的方式、尖端的科学技术“集成”到一个盒子内，克服了血气分析中仪器体积太大不能移动的缺点。仪器采用笔尖式电极，放在一体化中无需保养，三个电极共用一个样品池，有透明观测窗观察进样情况，很容易发现血凝块及气泡。实验室的血液以及校准液和质控液经处理后都收集在密闭的盒子内，干净而无污染。可测量 11 种参数 pH、PO_2、PCO_2、Hct、Na^+、K^+、Ca^{2+}，又可计算出 HCO_3^-、TCO_2、BE、O_2STAT 等参数。最新的一体化盒可完成 150 或 300 次测量。

（四）急诊血气分析仪

血气分析仪通过随机组合，成为系列血气/急诊电解质/血糖/乳酸分析仪，可测定如 pH、PO_2、PCO_2、SO_2%、Hct、Na^+、K^+、Cl^-、Ca^{2+}、Mg^{2+}、葡萄糖、尿素氮、乳酸等，同时直接与 NOVA 血氧计测量全面血氧参数如 tHb、O_2Hb、COHb、MetHb、HHb、SO_2%、O_2ct、O_2Cap，实现了把一台仪器变成一个实验室的理想。在分析样品时，操作人员可根据需要选择测呼出气、血气，电解质 + 葡萄糖或是血气

+电解质+葡萄糖，只需按一下分析键，仪器便可自动伸出采样针，接上标本，再按一下分析键，便开始吸样，同时开始分析过程，直至将结果打印出来。

多参数型分析仪适合于临床急诊。根据不同的参数组合，采用模块组合式结构，仪器可以升级。组合式结构允许操作者在血氧分析中任意选择或任意组合。仪器采用免保养电极，更换电极只需几秒钟。由于仪器的测量采用并行通道，每个通道可以自由开关，每个开关仅用 40μl 样本即可在 60 秒内得到一份精确的测量报告。

四、血气分析仪的维护、保养与故障排除

血气分析仪作为一种精密的分析仪器，操作比较简单，使用的关键是日常的仪器和出现问题后故障的排除。这里简要介绍血气分析仪的维护、保养以及仪器常见故障的排除方法。

（一）电极的保养

电极是一种十分贵重的部件，应注意保养，尽量延长其寿命。

1. 参比电极保养　参比电极的内电极部分不需要保养。注意在更换盐桥或电极内的 KCl 溶液时，除加入室温下饱和的 KCl 溶液外，还需要加入少许的 KCl 结晶，使其在 37℃恒温条件下也达到饱和。同时防止参比电极存在气泡，否则会严重影响电极的功能。

参比电极套需要定期更换。如一天作 100 个样品，每周应更换一次。一般情况下两周可更换一次，在样品较少时，可视具体情况延长更换时间。当发现电极不再渗参比液，或渗漏孔处变成黄色或棕色时，应随时更换。

有的参比电极由陶瓷砂芯将盐桥分隔，会因血液蛋白膜等附着而出现 pH 不稳定现象，可用镊子或其他工具小心擦拭掉。

2. pH 电极的保养　pH 电极的使用寿命一般为 1～2 年，不管是否使用其寿命都相同。因此在购买时应注意其生产日期，以免因过期或一次购买太多备用电极而造成浪费。

如果 pH 电极在空气中暴露 2h 以上，应将其放在缓冲液中浸泡 6h～24h 才能使用。血液中的蛋白质容易粘附在电极表面，必须经常清洗电极。按血液→缓冲液（或生理盐水）→水→空气的顺序进行清洗。亦可用随机附送的含蛋白水解酶的清洗液或自配的 0.1% 胃蛋白酶盐酸溶液浸泡 30 分钟以上，用生理缓冲液洗净后浸泡备用。若清洗后仍不能正常工作，应更换电极。

3. PCO_2 电极保养　PCO_2 电极由内电极、半透膜、尼龙网和外缓冲液组成。多数缓冲液密封在电极内，但有些型号的要更换缓冲液，可用特殊针头从电极孔中吸出；然后注入新的缓冲液（注意要留一小气泡，以免温度升高时缓冲液溢出）。电极要经常用专用清洁剂清洗，如果经清洗、更换缓冲液后仍不能正常工作时，应更

换半透膜。电极用久后，阴极端的磨砂玻璃上会有 Ag 或 AgCl 沉积。可用滴有外缓冲液的细砂纸磨去沉积物，再用外缓冲液洗干净。清洗沉积物、半透膜和电极的更换应定期进行。

4. PO_2 电极的保养　PO_2 电极中干净的内电极端部，四个铂丝点应该明净发亮。每次清洗时，都应该用电极膏对 PO_2 电极进行研磨保养。但要注意，一是在研磨时；要用电极膏将该电极的阳极，即靠电极头部 1cm 处的银套一并擦拭干净；二是氧电极内充的是氧电极液，不要弄错。

PCO_2 电极和 PO_2 电极在保养后，均需重新二点定标，才能使用。

（二）仪器的日常保养

血气分析仪的正常运行和寿命取决于操作人员对仪器的熟悉程度、使用水平以及日常的精心保养和维护。仪器的日常保养应包括以下几个方面。

1. 每天检查大气压力、钢瓶气体压力。
2. 每天检查定标液、冲洗液是否过期，检查气泡室是否有蒸馏水。
3. 每周更换一次内电极液，定期更换电极膜。
4. 每周至少冲洗一次管道系统，擦洗分析室。
5. 若电极使用时间过长，电极反应变慢，可用电极活化液对 pH、PCO_2 电极活化，对 PO_2 电极进行轻轻打磨，除去电极表面氧化层。
6. 仪器避免测定强酸强碱样品，以免损坏电极。若偏酸或偏碱液测定时，可对仪器进行几次一点校正。
7. 保持环境温度恒定，避免高温，以免影响仪器准确性和电极稳定性。

（三）常见故障及其排除方法

1. 样品吸入不良　蠕动泵管老化、漏气或该泵坏。需要更换管道或维修蠕动泵。

2. 样品输入通道堵塞

（1）血块堵塞　如系血块堵塞，一般用强力冲洗程序将血块冲出排除。如冲不走，可换上假电极，使转换盘处于进样位置，用注射器向进样口中注蒸馏水，便可将血块冲走。

（2）玻璃碎片堵塞　如毛细管断在进样口内，可把样品进样口取下来，将玻璃碎片捅出即可。

3. pH 定标不正确　pH 定标液过期；两种定标液接反；仪器接地不好。如分析箱内管道脱落或阻塞，需连接管道或冲洗管道；如参比电极膜破裂、漏液或使用时间过长，更换电极膜；如参比电极的 KCL 液不饱和，需加 KCl 结晶；电极使用时间过长需活化；如参比电极或 pH 电极损坏，应更换电极。

4. PCO_2 定标不正确　可能钢瓶中气体压力过低，应更换气瓶；可能气体管道破裂、脱落或气路连接错误，应更换或重新连接管道；PCO_2 内电极液使用时间过长或

内电极液过期，应更换内电极液；气室内无蒸馏水或蒸馏水过少，使通过气体未充分湿化，应补充蒸馏水；电极膜使用时间过长或电极膜破裂，应更换电极膜；PCO_2 电极老化或损坏，应更换电极。

5. PCO_2 定标不正确　常见原因与 PCO_2 定标不正确的原因类似。

6. 定标不正确，但取样时不报警，标本常被冲掉　分析系统管道内壁附有微小蛋白颗粒或细小血凝块，使管道不通畅，应冲洗管道；连接取样传感器的连线断裂，应重新连接；取样不正确，混入微小气泡，应重新取样。

第六章　尿液分析仪器

尿液分析是临床诊断泌尿系统疾病的重要措施之一，通过对尿液物理学检查和化学检查，可观察尿液物理性状和化学成分的变化。在尿沉渣检查中能够看到的有形成分为红细胞、白细胞、上皮细胞、管型、巨噬细胞、肿、瘤细胞、细菌、精子以及由尿液中沉析出来的各种结晶（包括药物结晶）等。这些检查资料对肾和尿路疾患的诊断、鉴别诊断以及疾病的严重程度和预后的判断，都有极重要的意义。随着现代医学科学技术的发展，特别是电子技术及计算机技术的应用，各种尿液分析仪、特别是尿沉渣全自动分析仪的相继问世，对尿液化学成分和尿沉渣的自动化检查提供了可靠的手段。

本章介绍几种主要的尿液分析仪和尿沉渣全自动分析仪的结构、工作原理、使用及维护。

第一节　尿液分析仪

尿液分析是最古老的医学检验项目之一。公元前 400 年，古希腊学者 Hippocrates 就已注意到发热时，尿液颜色和气味的变化。20 世纪 40 年代，出现了尿液干化学试剂带法，并成为利用尿液筛检健康人或患者的首选方法；第一台尿液化学分析仪在 20 世纪 70 年代问世，成为现代尿液分析的标志；20 世纪 80 年代，逐渐将色谱和免疫技术用于干化学试纸中，生产出具有检测敏感性和特异性极高的单克隆抗体的试剂带；20 世纪 90 年代以来，尿液分析仪自动化程度、性能得到迅猛发展。

我国的尿液分析仪的研制虽然起步较晚，但在 1990 年，尿液分析仪就已达到全部国产化。目前我国已经能够生产功能齐全的尿液分析仪。

一、尿液分析仪的分类

（一）按工作方式分类

尿液分析仪按工作方式可分为湿式尿液分析仪和干式尿液分析仪。其中干式尿液分析仪主要着眼于自动评定干试纸法的测定结果，因其结构简单、使用方便，目

前临床普遍应用。亦是本节重点介绍的尿液分析仪。

（二）按检测项目分类

尿液分析仪按检测项目的数量可分为8项尿液分析仪、9项尿液分析仪、10项尿液分析仪和11项尿液分析仪。检测项目分别包括尿蛋白、尿葡萄糖、尿pH、尿酮体、尿胆红质、尿胆原、尿亚硝酸盐、尿红细胞（或潜血）、尿白细胞、尿比重和颜色或维生素C中的相关项目。

（三）按自动化程度分类

尿液分析仪按其自动化程度可分为半自动尿液分析仪和全自动尿液分析仪。

二、尿液分析仪工作原理

（一）尿液分析仪的试剂带

1. 试剂带的结构　单项试剂带是以滤纸为载体，将各种试剂成分浸渍后干燥，作为试剂层，再在其表面覆盖一层纤维素膜作为反射层。一般把这样一条上面附有试剂块的塑料条叫做试剂带。

多联试剂带采用了多层膜结构，使用多联试剂带，浸入一次尿液可同时测定多个项目。

2. 试剂带的反应原理

（1）pH测定：采用pH指示剂原理，常用甲基红和溴麝香草酚蓝组成的复合型指示剂，呈色范围从pH4.5～pH9颜色由橘黄色、绿色变为蓝色，由此反映尿液的pH值。

（2）尿蛋白质测定：利用pH指示剂蛋白质误差的原理。由于各种指示剂都具有一定的pH变色范围，当溶液中存在蛋白质时，蛋白质离子可与带相反电荷的指示剂离子结合，引起指示剂的进一步屯离，从而产生颜色变化，其颜色深浅与蛋白质的含量有关。

（3）尿葡萄糖测定：当前有两种完全不同的检测尿糖的方法，一种是基于葡萄糖氧化酶法原理，能特异地检出尿中的葡萄糖；另一种是基于铜还原法的原理，能检测葡萄糖和其他还原性物质。葡萄糖氧化酶法是利用葡萄糖在有氧和水的条件下，被葡萄糖氧化酶氧化成葡萄糖酸和过氧化氢。过氧化氢在过氧化酶催化作用下释放出新生态氧，使色原氧化而显色，其颜色深浅与尿中葡萄糖含量有关；铜还原法是基于尿中葡萄糖和其他还原性物质能还原硫酸铜成氧化铜的原理而显色。目前采用铜还原法制成的试带为Clinit－est试带，检测敏感性为2g/L。

（4）尿酮体测定：采用亚硝基铁氰化钠反应测量酮体。在碱性条件下，尿中酮体和亚硝基铁氰化钠反应而显色，其颜色深浅与酮体含量有关。

（5）尿隐血测定：利用游离血红蛋白、溶解红细胞或肌红蛋白中的血红素具有

过氧化物酶样作用，能催化过氧化氢释放出新生态氧，使色原氧化而显色，其颜色深浅与血红蛋白含量有关。

（6）尿胆红素测定：采用重氮反应法原理。在酸性条件下，尿中直接胆红素能与重氮盐起偶联反应形成重氮色素，颜色深浅与尿中胆红素量的多少有关。

（7）尿胆原测定：采用 Ehrlich 醛反应原理或重氮反应原理。Ehrlich 醛法试带利用尿胆原在酸性条件下与对二甲氨基苯甲醛反应形成红褐色的复合物，颜色深浅与尿胆原含量有关。重氮法试带利用尿胆原在强酸性条件下，与 4－甲氧基苯重氮盐四氟化硼酸盐反应生成重氮色素，其颜色深浅与尿胆原含量有关。

（8）尿亚硝酸盐测定：尿亚硝酸盐试验的化学基础是利用某些细菌能将尿中硝酸盐还原成亚硝酸盐的特性。在酸性条件下，使亚硝酸盐与芳香胺结合形成重氮化合物，再与苯喹啉结合产生重氮色素，颜色变化与细菌数量不成比例，但阳性结果表明尿中细菌数量在 10^5/ml 以上。

（9）尿白细胞测定：利用中性粒细胞的酯酶能水解吲哚酚生成吲哚酚和有机酸，吲哚酚可进一步氧化成靛蓝的原理；或吲哚酚和重氮盐反应成重氮色素而显色，颜色深浅与粒细胞量的多少有关。

（10）尿比密测定：基于某种预处理的多聚电解质在一定离子浓度溶液中 pKa 变化来测量比密。尿液中电解质离子可和聚甲乙烯顺丁烯二酸共聚体中的氢离子发生置换，换出的氢离子使溴麝香草酚蓝指示剂的颜色发生变化，颜色由蓝绿色、绿色变成黄绿色。

（11）尿维生素 C 测定：采用磷钼酸缓冲液或甲基绿与尿中维生素 C 进行反应，形成钼蓝，颜色由蓝色变成紫色，颜色深浅与尿中维生素 C 含量有关。

3. 试剂带的应用　不同型号的尿液分析仪一般使用自己配套的专用试剂带。试剂块要比测试项目多一个空白块，有些仪器还多一个位置参考块。各试剂块与尿液中被测定成分反应而呈现不同颜色。空白块是为了消除尿液本身的颜色及试剂块分布的状态不均等产生出测试误差，提高测量准确度而设置的。固定块是为了消除在测试过程中因每次测定试剂块的位置不同产生测试误差设置的，每次测定前，检测头都会移到参考位置进行自检，必要时，自动调整发光二极管的亮度和灵敏度，以提高检测的信噪比。

Uritest－100/200 型尿液分析仪可使用 Uritest 系列试剂带，如 8A、10A、11A 等型号。8A 型试剂带从左至右按顺序排列为尿胆素原、胆红素、酮体、尿潜血、蛋白质、尿葡萄糖、尿 pH、空白带及尿亚硝酸盐。见图 6－1。

（二）尿液分析仪的检测原理

把试剂带浸入尿液中后，除了空白块外，其余的试剂块都因和尿液发生了化学反应而产生了颜色的变化。试剂块的颜色深浅与光的吸收和反射程度有关，颜色越深，相应某种成分浓度越高，吸收光量值越大，反射光量值越小，反射率也越小。

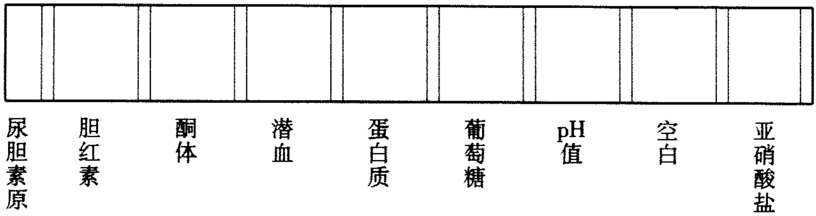


图 6－1　URIFLET/8A 试剂带示意图

反之，反射率越大。即颜色的深浅与光的反射率成比例关系，而颜色的深浅又与尿液中各种成分的浓度成比例关系。所以只要测得光的反射率即可以求得尿液中各种成分的浓度。

尿液分析仪一般采用双波长法测定试剂块的颜色变化。一种波长为测定波长，它是被测试剂块的敏感特征波长；另一种为参比波长，是被测试剂块不敏感的波长，用于消除背景光和其它杂散光的影响。各种试剂块都有相应的测定波长，其中亚硝酸盐、酮体、胆红素、尿胆素原的测定波长为 550nm，pH、葡萄糖、蛋白质、维生素 C、潜血的测定波长为 620nm。各试剂块所选用的参考波长为 720nm。

试纸块的颜色的深浅除了随各被测成分的不同而变外，还与尿液本身的颜色有关。空白试纸块虽然不随各被测成分而发生颜色变化，但却随尿液的颜色而变化。试纸块的反射率 $R_{试纸}$ 由（6－1）式求得

$$R_{试纸} = \frac{Tm（试纸块对测量波长的强度）}{Ts（试纸块对参考波长的反射强度）} \times 100\% \qquad (6-1)$$

空白块的反射率 $R_{空白}$ 由（6－2）式求得：

$$R_{空白} = \frac{Cm（空白对测量波长的强度）}{Cs（空白对参考波长的强度）} \times 100\% \qquad (6-2)$$

总的反射率 R 为试纸块的反射率与空白块的反射率之比

$$R = \frac{R_{试纸}}{R_{空白}} = \frac{TmCs}{TsCm} \times 100\% \qquad (6-3)$$

采用双波长测定法，抵消了尿液本身颜色引起的误差，提高了测量精度。

三、仪器的结构与功能

尿液分析仪一般由机械系统、光学系统、电路系统三部分组成。其示意图见图 6－2。

（一）机械系统

机械系统的主要功能是将待检的试剂带传送到位，检测后将试剂带排送到废物盒。

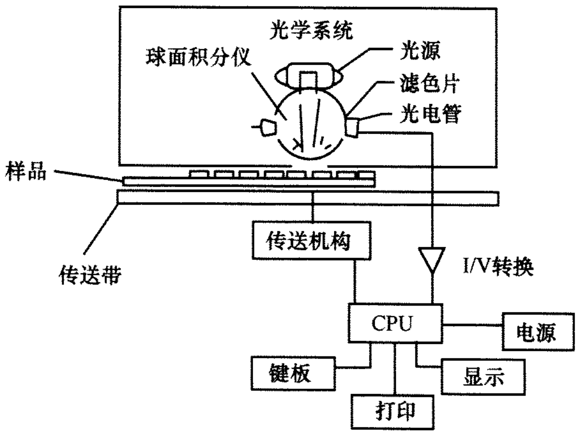


图 6-2　尿液分析仪结构示意图

（二）光学系统

光学系统通常包括光源、单色处理、光电转换三部分。光线照射到反应区表面产生反射光，反射光的强度与各个项目的反应颜色成正比。不同强度的反射光再经光电转换器件转换为电信号进行处理。

MA-4210 型和国产的 Uritest-100/200 型尿液分析仪，采用光源灯（卤灯）发出的白光通过球面积分仪的通光筒照射到试剂带上，试剂带把光反射到球面积分仪中，透过滤色片，得到特定波长的单色光，照射到光电二极管上，实现光电转换。

（三）电路系统

光电检测器将试剂带所反射的信号的强弱转换成电信号的大小，送往前置放大器进行放大。前置放大器放大后的信号送往电子选择开关电路。在计算机的控制下，在不同时刻时序地把八项被测参数的信号送往电压/频率变换器。使之将送来的模拟信号的大小转换成数字信号的多少后，送往计数电路予以计数。计数后的信号经数据总线送给 CPU 单元。CPU 将信号运算、处理后经接口电路送往仪器的内置热敏打印机，由打印机将测试结果打印出来。

四、尿液分析仪的安装、调校

（一）安装

在安装尿液分析仪前，应该对尿液分析仪的安装指南和仪器安装所需的条件作全面了解，仔细阅读分析仪操作手册。一般尿液分析仪的安装都比较简单，严格按照说明书安装即可。对于全自动尿液分析仪，应该由该公司的技术人员进行安装，以免安装失误导致不必要的损失。由于尿液分析仪是一种精密的电子仪器，为了保

证实验的准确程度，仪器应满足如下的安装条件。

1. 避免安装在有水分、潮湿的地方。应安装在清洁、通风处，最好有空调装置（室内温度应在10℃～30℃，相对湿度应≤80%）的地方。

2. 安装在稳定的水平实验台上（最好是水泥台）。禁止安装在高温、阳光直接照射处；远离高频、电磁波干扰源；热源及有煤气产生的地方。

3. 应安装在大小适宜、有足够空间便于操作的地方。

4. 要求仪器接地良好，电源电压稳定。

（二）调校

新仪器安装后，或每次大维修之后，必须对仪器技术性能进行测试、评价、调校，以保证检验质量。目前对于尿液分析仪尚无一套完整的评价程序，一般可按如下程序进行校正、评价。①首先应该对尿液分析仪进行校正，校正的目的是让仪器进入厂商规定的状态。它的操作是用标准的校正带对仪器进行测定，对仪器的光路、状态进行校正，以达到最佳状态。尿液分析仪只有在校正通过时才能进行工作，否则会停机。②应该对尿液分析仪及试剂带的准确度进行评价。准确度是指测定值与真值的接近程度。由于尿液分析仪是一个半定量的仪器，因此它的准确度的评价只有根据仪器制造商规定的测定范围配制成一定浓度的标准物，在仪器上严格按说明书操作，每份标准物测定3次，看测定结果与标准物浓度相符合的程度。③用传统的方法与尿液分析仪测定作对比分析，对尿液分析仪的敏感性和特异性进行评价。与传统湿化学法对比分析时，应注意两种方法测试原理不同带来的实验误差，如磺基水杨酸法蛋白定性可测白蛋白、球蛋白两种蛋白质成分，而干化学法只能检测白蛋白。④了解该仪器对每项测试指标的测试范围，并建立该仪器的正常人的参考值范围。

五、尿液分析仪的使用注意事项及维护与保养

（一）使用注意事项

1. 保持仪器的清洁，才能维持良好的运行。

2. 保证使用干净的取样杯。

3. 使用新鲜的混合尿液，标本留取后，一般检查不超过2h。

4. 不同类型的尿液分析仪使用不同的尿试带，在试剂带从冷藏温度变成室温时，不要打开盛装试剂带的瓶盖。每次取用后应立即盖上瓶盖，防止试剂带受潮变质。

5. 试剂带浸入尿样的时间为2s，试剂带过多的尿液标本应用滤纸吸走，所有试剂块包括空白块在内都要全部浸入尿液中。

6. 仪器使用最佳温度应在20℃～25℃室温，尿液标本和试剂带最好也维持在这

个温度范围内。

7. 在观看仪器测试结果时，由于各类尿液分析仪设计的结果档次差异较大，不能单独以符号代码结果来解释，要结合半定量值进行分析，以免因定性结果的报告方式不够妥当，给临床解释带来混乱。

（二）维护与保养

尿液分析仪是一种精密的电子光学仪器，必须精心管理。不规范地操作仪器，会扰乱仪器的正常工作，引起不良结果。仪器应避免阳光长时间的照射及温度过高、屈度过大。

1. 尿液分析仪日常维护　尿液分析仪是一种电子精密仪器，在常规工作中必须严格按一定的操作规程进行操作，否则会因使用不当影响实验结果。

（1）操作尿液分析仪之前，应仔细阅读分析仪说明书及尿试剂带说明书；每台尿液分析仪应建立操作程序，并按其进行操作。

（2）对尿液分析仪要有专人负责，建立专用的仪器登记本，对每天仪器操作的情况、出现的问题，以及维护、维修情况逐项登记。

（3）每天测定开机前，要对仪器进行全面检查（各种装置及废液装置、打印纸情况，以及仪器是否需要校正等），确认无误时才能开机。测定完毕，要对仪器进行全面清理、保养。

（4）开瓶但未使用的尿试剂带，应立即收入瓶内盖好瓶盖，根据要求妥善保存，以免下次使用影响结果。

2. 尿液分析仪的保养

（1）每日保养：仪器表面应用清水或中性清洗剂擦拭干净；每日测定完毕，使用无腐蚀性的洗涤剂清洗试剂带托盘，也可用清水或中性清洗剂擦拭干净，有些一次性的试剂带托盘，应注意更换；不要使用有机溶剂清洗传送带，清洗时勿使水滴入仪器内，废物（废水、废试剂带）装置每日用完应清除干净，并用水清洗干净。

（2）每周或每月保养：各类尿液分析仪的每周或每月保养，要根据仪器的具体情况而定。

（三）尿液分析仪的常见故障及维修处理

仪器的故障分为必然性故障和偶然性故障。必然性故障是各种元器件、零部件经长期使用后，性能和结构发生老化，导致仪器无法进行正常的工作；偶然性故障是指各种元器件、结构等因受外界条件的影响，出现突发性质变，而使仪器不能进行正常的工作。

目前临床上常用的几种尿液分析仪的常见故障及维修处理见表 6－1～3。

表 6-1　MA-4210 型及 Uritest-100 型尿液分析仪常见故障及维修

故障代码	故障原因	处理方法及措施
TROUBLE-1 （光亮值强）	灯泡安装不当 灯泡质量差 仪器欠佳	装好灯泡，调好位置 换新灯泡 核对供电电压
TROUBLE-2 （运行中突然终止）	驱动头受阻 驱动头与齿轮固定螺丝松脱 齿轮滑轮缺油	调整螺丝位置 固定螺丝 清洗后加油
TROUBLE-3 （仪器不测试）	驱动齿轮松动 试剂带位置不对	固定齿轮上螺丝 正确放好试剂带重做
TROUBLE-4 （光强度不定）	灯泡老化变暗 光敏检测孔弄脏 排液管堵塞，试剂带被水浸泡	更换光源灯泡 清洁光敏检测孔 清洗排液管，换试剂带重做
TROUBLE-5 （仪器暂停状态）	试剂带架弄脏 光学系统碰试剂架 光敏检测孔受污染 光敏三极管损坏	清洗试剂架 检查检测头位置 清洗光敏检测孔 更换光敏三极管
TROUBLE-6 （ROM&RAM 欠佳）	仪器不工作	核对供电电压 请维修人员维修
TROUBLE-7 （仪器停止状态）	使用过非本仪器试带 试剂带颜色太深	用规定的标准试剂带 更换标本重做
数码管无显示	电源保险丝熔断 稳压集成块坏	更换保险管 更换稳压集成块
打印字符缺或无	打印机热敏头坏	更换热敏头

表 6-2　Uritest-200 型尿液分析仪常见故障及维修

故障代码	故障原因	处理方法及措施
TROUBLE-1 （光亮值强）	灯泡安装不好 灯泡质量差 仪器欠佳	装好灯泡 置换灯泡 核实供电电压
TROUBLE-2 （传送带走动异常）	传送带老化 马达老化 仪器欠佳	更换传送带 更换马达 请维修人员维修

故障代码	故障原因	处理方法及措施
TROUBLE－3 （打印机错误）	打印机欠佳	检查打印机是否被卡
TROUBLE－4（显示） ＊T－4（打印） （光亮值弱）	灯泡老化 积分球老化 仪器欠佳	更换灯泡或积分球 清洗积分球玻面 调整仪器
TROUBLE－5 （键盘错误）	键盘上有键被卡住	更换键盘
TROUBLE－6 （ROM&RAM 欠佳）	仪器欠佳	核实供电电压
TROUBLE－7 （项目不正确）	选项不对 试剂带放置位置不准	正确选择试剂带项数 放准试剂带位置

表 6－3　URISCAN－S300 型尿液分析仪的常见故障及维修

故障	故障原因	处理方法及措施
打开电源但仪器不启动	电源联接部分松动 保险丝断裂	重新联接电源联接部位 更换保险丝
检测结果打印不出来	热敏打印纸位置 打印机开关朝上打开 打印环境设“关”状态	更换热敏打印纸 往下拉打印机开关 设打印环境为“开”状态
打印字体不清楚	打印机状态不良 没使用标准的打印纸 打印环境设“关”状态	除去受损部分再放置 替换打印纸 设为“开”状态
只能打印出部分结果	打印机热敏传射部分局部受损	销售商替换开关部分后再使用，或请维修人员维修
检测结果偏高或偏低	使用变质的试剂带 现用试剂带项目与定标项目不一样或批号不同 定标用试剂带污染或使用变质的蒸馏水	更换试剂带 确认检测批号是否与项目一致后重新进行试剂带定标 用质控品检测，重新定标
检测结果不准确	使用因潮湿或被直接阳光照射而变质的试剂带 试剂带受污染物污染时	更换试剂带，重新定标 消除污染物
	试剂带上残留多余尿液	彻底清洗试剂带平台
		用软纸吸干多余尿液后测定

故障	故障原因	处理方法及措施
试剂带在测定位置卡住	试剂带状态不良，如弯曲等 试剂带在平台上位置不当	更换试剂带 放好试剂带后重新测定
校正失败	试剂带被污染	更换试剂带重新操作
	试剂带弯曲或倒置	确认试剂带位置是否正确，然后重新操作
	试剂带位置不当	
	光纤维受损 照明灯受损	请维修人员维修 请维修人员维修
打印纸错误	热敏打印纸位置不当	确认热敏打印纸位置正确
无试剂带废物箱	试剂带废物箱位置不当	确认试剂带废物箱位置正确

第二节　尿沉渣分析仪

尿沉渣中有形成分的检查、识别，过去一般采用普通光学显微镜，有时也应用偏光显微镜，位相显微镜，荧光显微镜。检查费时、麻烦，结果误差大等因素一直困扰着检验医学界。

1988 年，美国研制生产了世界上第一台高速摄影机式的尿沉渣自动分析仪。1990 年，日本与美国合作；生产出改进后的影像流式细胞术的尿沉渣自动分析仪。1995 年，日本将流式细胞术和电阻抗技术结合起来，研制生产出新一代全自动尿沉渣分析仪。该类仪器具有快速（检出标本量：100 个/h）、操作方便，且同时给出尿沉渣有形成分的定量结果和红细胞、白细胞散射光分布直方图，便于临床人员对疾病的诊治和科研工作。与此同时，德国生产出新一代的以影像系统配合计算机技术的尿沉渣自动分析仪。1998 年美国生产了一种尿沉渣显微镜检查的自动进样装置，2000 年又将自动吸样器升级为 R/S2003，把计算机图像处理功能增加进去，称为尿沉渣定量分析工作站。

2000 年前后我国在原有真彩色显微图像分析系统的基础上，以传统的尿沉渣手工染色镜检方法为原理，开发、生产出了自动染色尿沉渣分析仪 UD，实现了尿沉渣检验过程中的自动吸样、准确定量、自动染色等功能，它配合计算机的图像处理功能，综合干化学分析仪的分析数据，得出客观、全面、准确的尿沉渣分析结果，最终打印输出真彩色的尿常规图文报告单。

迄今为止尿沉渣分析仪大致有两类，一类是通过尿沉渣直接镜检再进行影像分

析，得出相应的技术资料与实验结果的尿沉渣分析仪；另一类是流式细胞术尿沉渣分析仪。本节阐述这两类仪器的工作原理、仪器结构以及使用、维修等内容。

一、流式细胞术尿沉渣分析仪

（一）工作原理

全自动尿沉渣分析仪的测定是应用流式细胞术和电阻抗的原理进行的。当一个尿液标本被稀释并经染色液染色后，靠液压作用通过鞘液流动池。反应样品从样品喷嘴出口进入鞘液流动室时，被一种无粒子颗粒的鞘液包围，使每个细胞以单个纵列的形式通过流动池的中心（竖直）轴线，在这里每个尿液细胞被氩激光光束照射。每个细胞有不同程度的荧光强度（fluorescent light intensity，FI），从染色尿液细胞发出的荧光，主要反映细胞的定量特性，如细胞膜、核膜、线粒体和核酸等、前向散射光强度（forward scattered linght in－tensity，Fsc），它成比例反映细胞的大小和电阻抗的大小（电阻抗电信号主要与细胞的体积成正比）。仪器将这种荧光、散射光等光信号转变成电信号，并对各种信号进行分析，最后得到每个尿液标本产生出的直方图（histogram）和散射图（scattergram）。通过分析这些图形，即可区分每个细胞并得出有关细胞的形态。

（二）仪器结构

图 6－3 为全自动尿沉渣分析仪的结构示意图，它包括光学系统、液压系统、电阻抗检测系统和电子系统。

1. 光学系统　光学系统由氩激光（波长 488nm）、激光反射系统、流动池、前向光采集器和前向光检测器组成。

2. 液压（鞘液流动）系统　反应池染色标本随着真空作用吸入到鞘液流动池。为了使尿液细胞进入流动池不凝固成团，而是一个一个地通过加压的鞘液输送到流动池，使染色的样品通过流动池的中央。鞘液形成一股液涡流，使尿液细胞排成单个的纵列。这两种液体不相混合，这就保证尿液细胞永远在鞘液中心通过。鞘液流动机制提高了细胞计数的准确性和重复性，防止错误的脉冲，减少流动池被尿液标本污染的可能。

3. 电阻抗检测系统　电阻抗检测系统包括测定细胞体积的电阻抗系统和测定尿液导电率的传导系统。当尿液细胞通过流动池（流动池前后有两个电极维持恒定的电流）小孔时，在电极之间产生的阻抗使电压发生变化。尿液细胞通过小孔时，细胞和稀释液之间存在着较大的传导性或阻抗的差异，阻抗的增加引起电压之间的变化，它与阻抗改变成正比例。

部分尿液标本可在低温时含有某些结晶，影响电阻抗测定的敏感性，产生不准确的分析结果。为了保证尿液标本传导性稳定，采用下列措施：①用 URINOPACK

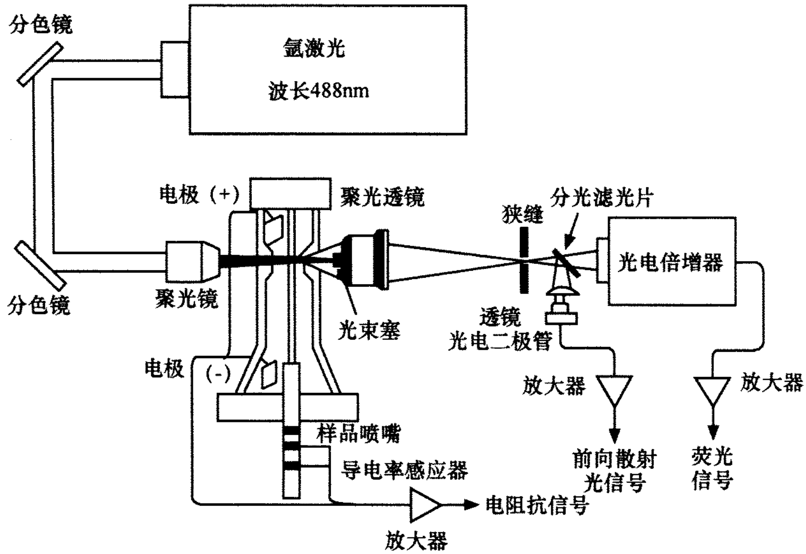


图 6－3　全自动尿沉渣分析仪结构示意图

稀释液稀释尿液标本，由于稀释液中含有 EDTA 盐化合物，可除去尿中所含的非晶型磷酸盐结晶；②尿液标本在染色过程中仪器将尿液和稀释液混合液加热到 35℃，加热可以溶解尿标本中的尿酸盐结晶，这样就可以除去尿中结晶在电阻抗测定过程中通过检测器所引起的误差。

阻抗系统的另一功能是测量尿液的导电率，测定导电率采用电极法。样品进入流动池之前，在样品两侧各个传导性感受器接收尿液样品中的导电率电信号，并将电信号放大直接送到微处理器，稀释的样本传导性在它被吸入流动池之前进行。这种传导性与临床使用的尿渗量密切相关。

4. 电子系统　从样品细胞中得到的前向散射光很强，并不需要极敏感光检测器，光电二极管能够将光信号转变成电信号。但从样品细胞中得到的前向荧光很弱，因此需要使用极敏感的光电倍增管。这种光电倍增管能够吸收在光电表面（负极）光子的能量，并使用金属光电效应发出光电子。发出的光子能够被外加电压促进，导致许多继发电子放大。这种放大的前向荧光转变成电信号。从样品中得到的电阻抗信号和传导性信号被感受器接收后直接放大输送给微处理器。所有这些电信号通过波形处理器整理，再输给微处理器汇总，得出每种细胞的直方图和散射图，通过计算得出每微升各种细胞数量和细胞形态。

（三）尿沉渣细胞的识别分析

仪器通过对前向散射光波形（散射光强度和散射光脉冲宽度）、前向荧光波形（荧光波长和荧光脉冲宽度）和电阻抗值的大小综合分析，得出细胞的形态、细胞横截面积、染色片段的长度、细胞容积等信息并绘出直方图和散射图。仪器通过分

析每个细胞信号波形的特性来对其进行分类。

前向散射光信号主要反映细胞体积的大小。F_{sc}（前向散射光强度）反映细胞横截面积；F_{scw}（前向散射光脉冲宽度）反映细胞的长度。F_{scw} 可用下式表示：

$$F_{scw} = \frac{CL + BW}{V} \tag{6-4}$$

式中，CL 代表细胞长度；BW 是激光束宽度；V 为流动速度。

前向荧光信号主要反映细胞染色质的长度。荧光强度（FI）主要反映细胞染色质的强度；FI_w（前向荧光脉冲宽度）反映细胞染色质的长度。FI_w 可用下式表示：

$$FI_{\omega} \frac{C = NL + BW}{V} \tag{6-5}$$

式中，NL 代表细胞核长度；BW 是激光束宽度；V 为流动速度。

（四）检测项目和相应的参数

1. **红细胞（RBC）** 红细胞出现在第一和第二个散射图的左角。由于红细胞在尿液中直径大约是 8.0μm，没有细胞核和线粒体，所以荧光强度（FI）很弱，红细胞在尿液标本中大小不均，且部分溶解成小红细胞碎片，同时在肾脏疾患时排出的红细胞也大小不等，因此红细胞前向散射光强度（F_{sc}）差异较大。一般来看，FI 几乎极低和 F_{sc} 大小不等都可为红细胞。

仪器除给出尿红细胞数量（每微升的细胞数和每高倍视野的平均红细胞数）参数外，还可报告尿红细胞其他参数，如均一性红细胞（isomorphic RBC）的百分比，非均一性红细胞（dysmorphic RBC）的百分比，非溶血性红细胞的数量（non - lysed RBC #）和百分比（non - lysed RBC%）；平均红细胞前向荧光强度（RBC - MFl），平均红细胞前向散射光强度（RBC - MFsc）和红细胞荧光强度分布宽度（RBC - F1 - DWSD）。

2. **白细胞（WBC）** 白细胞在尿液的分布直径大约为 10μm，比红细胞稍大，前向散射光强度也比红细胞稍大一些，但白细胞含有细胞核而红细胞无细胞核，因此它有高强度的前向荧光，能将白细胞与红细胞区别开来，白细胞出现在散射图的正中央。白细胞也像红细胞那样有很多形状，当白细胞存活时，白细胞会呈现前向散射光强和前向荧光弱；当白细胞受损害或死亡时，会呈现前向散射光弱和前向荧光强。

仪器除可给出白细胞定量（每微升的细胞和每高倍视野的平均细胞数）参数外，还可测出尿液中白细胞的平均白细胞前向散射光强度（WBC - MFL）。

3. **上皮细胞（EC）** 上皮细胞由泌尿道上皮脱落而来，种类较多，大小不等。因为上皮细胞体积大，散射光强，且都含有细胞核、线粒体等，荧光强度也比较强。一般来说，大的鳞状上皮细胞和移行上皮细胞分布在第二个散射图的右角。

仪器除可给出上皮细胞数量参数外，还可标出小圆上皮细胞（SRC），并在第二

个屏幕上显示出每微升小圆上皮细胞数。小圆上皮细胞是指细胞大小与白细胞相似或略大，形态较圆的上皮细胞，它包括肾小管上皮细胞、中层和底层移行上皮细胞。但这些细胞散射光、荧光及电阻的信号变化较大，仪器不能完全区分出哪一类细胞。因此当仪器标出这类细胞的细胞数到达一定浓度时，还须通过离心染色镜检才能得出准确的结果。

4.管型　管型种类较多，且形态各不相同，仪器不能完全区分开这些管型性质，只能检测出透明管型和标出有病理管型的存在。

透明管型由于管型体积大和无内含物，有极高的前向散射光脉冲宽度和微弱的荧光脉冲宽度，出现在第二个散射图的中下区域。而病理性管型（包括细胞管型），由于它们的体积与透明管型相等，但有内含物（如线粒体、细胞核等），所以有极高的前向散射光脉冲宽度和荧光脉冲宽度，出现在第二个散射图的中上区域，借助于荧光脉冲宽度，即可区分出透明管型和病理管型。当仪器标明有病理性管型时，由于仪器只能起过筛作用，不能完全判定就是病理管型，只有通过离心镜检，才能确认是哪一类管型，这对疾病的诊断才会有真正的帮助。

5.细菌　细菌由于体积小并含有 DNA 和 RNA，所以前向散射光强度要比红、白细胞弱，但荧光强度要比红细胞强，又比白细胞弱，因此细菌分布在第一个散射图红细胞和白细胞之间的下方区域。

细菌检查的临床意义主要用于对泌尿细菌感染的诊断。

6.其他检测　全自动尿沉渣分析仪除检测上述参数外，还能标记出酵母细胞（YLC）、精于细胞（SPERM）、结晶（X ’ TAL），并能够给出定量值。当尿酸盐浓度增多时，部分结晶会对红细胞计数产生影响。因此，当仪器对酵母细胞、精子细胞和结晶有标记时，都应离心镜检，才能真正区分。

7.导电率的测定　导电率与渗量有密切的关系。导电率代表溶液中溶质的质点电荷，与质点的种类、大小无关；而渗量代表溶液中溶质的质点（渗透活力粒子）数量，与质点的种类、大小及所带的电荷无关，所以导电率与渗量又有差异。如溶液中含有葡萄糖时，由于葡萄糖是无机物，没有电荷，与导电无关，但与渗量有关。

（五）仪器的安装、使用和注意事项及保养

1.安装　全自动尿沉渣分析仪是一种较精密的电子仪器，一般应该由仪器制造公司的技术人员进行安装。仪器必须安装在通风好，远离电磁干扰源、热源，防止阳光直接照射，防潮的稳定水平实验台上（最好是水泥台上）。环境大小应适宜，仪器两侧至少有 0.5m 空间，仪器后面最少有 0.2m 空间。最好安装在有空调装置的房间内（室内温度为 15℃～30℃，最适温度为 25℃，相对湿度应为 30%～85%）。

2.使用和注意事项　安装新仪器时或每次仪器大维修之后，必须对仪器技术性能进行调试，这对保证检验质量起着重要的作用。全自动尿沉渣分析仪的鉴定必须

由仪器制造公司的工程师来进行。

每天开机时应严格按说明书进行操作，仪器先进行自检，自检通过后，仪器再进行自动冲洗并检查本底。本底检测通过后，最后要进行仪器质控检查。质控通过后，方可进行样品测试。测试方式可采用自动或手工两种方式。

全自动尿沉渣分析仪是一种较精密的流式细胞分析仪，下列情况下应禁止上机测试：①尿液标本血细胞数>2000μl时，会影响下一个标本的测定结果；②尿液标本使用了有颜色的防腐剂或荧光素，可降低分析结果的可信性；③尿液标本中有较大颗粒的污染物，可引起仪器阻塞。

3. 维护与保养

（1）尿沉渣分析仪的日常维护：全自动尿沉渣分析仪是一种较精密的电子仪器，在常规工作中必须严格按一定的操作规程进行操作，否则会因使用不当影响实验结果。仪器需由专人负责，建立专用的登记本，对每天仪器操作的情况、出现的问题，以及维护、维修的情况逐一登记。

每天测定开机前，要对仪器进行全面检查（包括各种试剂、各种装置、废液装置及打印纸的状态等情况），确认无误后才能开机。测定完毕要对仪器进行全面清理、保养。

（2）尿沉渣分析仪的每日保养：全自动尿沉渣分析仪的许多功能都是自动设置的，只需按照操作程序执行即可。每天工作完毕，应用清水或中性清洗剂擦拭干净仪器表面；倒净废液并用水清洗干净废液装置；关机之前连续使用时，每24h应用清洗剂清洗仪器（清洗剂为5%过滤次氯酸钠溶液是一种强碱性溶液，使用时必须小心）；应检查仪器真空泵中蓄水池内的液体水平，如果有液体存在，应排空。

（3）尿沉渣分析仪的每月保养：为了保证实验的准确度，仪器在每月工作之后或在连续进行9000次测试循环之后，应清洗标本转动阀；清洗漂洗池。清洗过程最好由仪器制造公司的专业人员进行。由于该仪器是测试尿液的仪器，标本转动阀和漂洗池对人类来说是有生物危害的，因此在清洗过程中要戴手套。

（4）尿沉渣分析仪的每年保养：根据仪器生产厂商的要求，每年要对仪器的激光设备、光学系统进行检查，以保证仪器的准确性。

二、影像式尿沉渣分析仪

（一）SEDTRON尿沉渣分析仪

1. SEDTRON尿沉渣分析仪的工作原理 SEDTRON自动尿沉渣分析仪检测原理与人工显微镜相似，能观测的有形成分包括红细胞、白细胞、上皮细胞、管型、酵母菌、细菌和结晶等。其自动化的检测能避免人工显微镜检查由于个体差异所产生的误差，且直观、快速（每小时可检测60个样本）。SEDTRON尿沉渣分析仪的检测系统主要靠两个快速移动的CCD摄像镜头对样本计数池扫描，其镜头的放大倍数一个

为 100 倍（低倍视野），另一个为 400 倍（高倍视野），每确定一个焦距，镜头所得影像数据化，并取 6 个平衡数据。经染色后，屏幕显示的沉渣成分形态清晰，贮存的图像便于核查，也可用于教学。目前该系统软件版本为 V4.0。根据初步检测与使用 FAST－READ 尿沉渣计数板人工计数方法对照，结果仍有差距，对红细胞和酵母样菌还不能分辨。如用纯净的尿样加入培养的纯酵母菌经染色后检测，结果显示含有红细胞。由于尿沉渣沉淀后的最小选择为 0.5ml，而灌入 SEDTRON 样品板计数池的量约为 30μl，有时使结果的重复性出现偏差。该系统对各种尿沉渣成分的形态有效的分辨能力，仍待进一步完善。

2. 检测分类的项目

高倍视野：红细胞（RBC），白细胞（WBC），小圆上皮细胞（SRC），酵母菌（YEA），细菌（BAT），结晶（CRY）。

低倍视野：管型（PCAS），鳞状上皮细胞（EPI），小圆上皮细胞（SRC），结晶（CRY）。

低倍镜（100 倍，LP）下检查的视野数是 5～30 个，高倍镜（400 倍，HP）下检查的视野是 5～15 个。分析视野数的多少取决于实际分析的尿样，每一个 SEDTRON 视野的容积是：HP 为 $0.004mm^3$，LP 为 $0.006mm^3$。用以对比的用玻璃计数板的显微镜每个容积是：HP 为 $0.004mm^3$，LP 为 $0.006mm^3$。结果经系统电脑的处理统计，取计数值报告：细胞数/μl 或沉渣数/HP。

3. 操作控制系统　操作控制系统为电脑一体，面板操作，具有人机对话的菜单键。所有操作对话和扫描图像可显示在 35cm 的荧光屏上。

4. 检测方法　取随机新鲜尿液样本 10ml 于离心管，使用 1500r/min，离心 5min，弃去上清液，留取沉渣 0.5ml。加入 50μl 染色液染色 5min 摇匀，用微量移液管吸取尿沉渣注入 SEDTRON 样品板计数池（注意液体不要外溢），便可用于检测。

（二）UD 自动染色尿沉渣分析仪

UD 自动染色尿沉渣分析仪主要由尿沉渣仪主机、流动计数器、沉降器、溶液瓶（分别装清洗液、强制清洗液、染色液、废液）等组成。

1. UD 自动染色尿沉渣分析仪工作原理　UD 自动染色尿沉渣分析仪可与摄像显微镜、显微摄像装置以及计算机、显示器、打印机连接。在计算机控制下快速、自动完成标本和染色液的定量提取、混合染色一系列自动程序（对高浓度标本自动倍量稀释），将混合、染色好后的分析标本输送至特制的光学流动计数池中，通过显微镜摄像装置，操作者即可在显示器屏幕上获得清晰的彩色尿沉渣图像，通过人工对尿沉渣中有形成分进行定性分析、计数，再由计算机以标准格式输出尿常规分析的真彩色图文报告。

2. UD 的主要功能及特点

（1）仪器定量准确：专门研制的微升级定量机构可实现准确定量，具有极高的

重复性。

（2）自动化程度高：自动吸样、混匀、进样、定量、染色、稀释和排液、数据采集等，具备灵活的操作方式，实现任选式自动控制操作，系统高度自动化、智能化。检测时只需将准备好的标本试管放入试管架上，即可在仪器上完成全部检测工作。

（3）符合标准化要求：克服人为因素后，使尿沉渣分析达到尿沉渣分析的规范化、标准化的要求，可克服不染色方法易误认、漏检的缺点，提高典型沉渣成分的检出率。结果可以每微升报告检测结果。

（4）安全洁净：样品全过程均在封闭管路中，减少了对实验室及操作人员的污染。

（5）智能控制：硬件具有优良的机械设计和加工工艺，软件功能强大，可提供友好界面和操作信息，全面实现人机对话。

（6）功能齐备：选择待测样品，自动清洗、稀释、强制清洗，自动关闭电源，仪器可自动进入休眠状态，具有24小时待机功能，人性化设计。

第三节　尿液分析仪的质量控制

在常规工作中，实验室工作人员使用的自动化仪器为临床工作者提供有意义的数据，这些资料只有在自动化仪器合理使用和维护，收集标本适当、报告结果准确的情况下才有用，否则会给临床带来错误信息，导致误诊。

一、质量控制的一般情况

临床实验室工作的目的是测定病人标本，为临床提供有用的实验数据。在常规检验中，尿液分析的准确结果要受到许多因素的影响，这些影响因素主要出现在分析前，分析中，分析后三个主要环节。分析前的影响主要包括样品的标签、样品收集使用的容器和样品收集的时间等方面；分析中的影响主要包括仪器和试剂带的准确度、试剂带的有效期、仪器的校正、仪器操作正确程度和尿液标本中影响因素的多少及处理等方面；分析后的影响主要包括参考值范围的认可、报告单结果书写和报告回报时间等方面。这些都会给尿液自动化分析带来影响。分析中的质量工作是提高检验质量的重要措施，操作步骤的标准化及质量控制是目前临床检验工作中急需解决的问题。这就要求每个实验室工作人员对于质量控制有全面了解，才能正确使用仪器，确保检验结果的可靠。

二、质控物的选择与使用

质控物的质量是质控工作的关键，也是提高尿液分析准确性的必要条件。对质控物的要求必须达到以下几点。

1. 质控物成分应稳定，批内分装均匀，易于保存和运输，复溶后成分无变化。

2. 选择质控物时，最好使用多项复合控制品。有条件的实验室最好同时使用高、低两个值的质控物，目前，市面上供应的尿液质控物，只有干化学测试项目，因尿液有形成分（红细胞）制作起来难度较大，在市场难以购买，因此，有形成分的质控，一般各实验室采用同一份标本，做有形成分的重复大计数。也有人利用红细胞、白细胞醛化固定，霉菌孢子固定，作为有形成分的质控物。

3. 在一天内做质控时最好使用同一份质控物，并采用高、低两种质控物对照。

4. 根据各实验室的具体情况每天或隔日随机做质控检测，使用不同批号的试剂带前均需做质控，并对仪器进行校正。

5. 质控物的测定结果由于某些原因超出质控要求的范围表示失控，则需从检查试剂带、质控物、校准仪器等方面查找原因。

三、质控步骤

前面已经阐述了每项实验的原理及分析前、分析后的质量控制，分析中的质量控制更不容忽视。实验中，除严格实验操作外，还应做到：第一，对新购进的仪器要进行全面的鉴定合格后方能使用；第二，对使用中的仪器要根据操作需要和厂家对仪器的要求，定期对仪器进行校正，保证仪器准确；第三，每日工作前对仪器和试剂按一定的程序进行检查，在检查中首先应将质控物放入室温，使其温度与室温一致，否则会因温度影响使部分结果偏低。

在质控过程中，必须掌握以下质控的标准：①每次必须使用“正常”和“异常”两种浓度的质控物进行试验，1天内最好使用同1份质控标本；②质控物的测定结果由“正常”结果变成“异常”结果，或由“异常”结果变成“正常”结果，均为失控；③如果质控物某一膜块的测定结果与“靶值”相差在±1个膜块内是允许的，否则为失控。

第五篇

理疗、治疗仪器原理图与操作标准及维修技术

第一章　光线治疗机

光线治疗即是光疗法，是利用各种光辐射能作用于人体达到治疗疾病的一种物理疗法。现用的光线治疗有红外线、紫外线、萤光（黑光）、激光、可见光 5 种。在这些光疗设备中，红外线、可见光、萤光设备的电路很简单，在此不做介绍，只介绍紫外线治疗机和激光治疗机。

一、804 型紫外线治疗机

该机是大功率、立地式全波段紫外线治疗机，且以长波紫外线为主。用于治疗躯干、体表等大小部位的病灶区，用途广泛。

（一）技术规格

电　　源：220V　50Hz。

灯管型号：GGU－500

额定功率：500W

工作电压：125 ± 15V

启动电流：5.5～7A

工作电流：3.8～4.4A

稳定时间：5～15min

（二）电路原理

该机电原理图见图 1－1。

该电路为紫外线治疗机之典型电路，分主电路和附电路两部分。主电路由紫外线灯管 G、扼流圈 L_1、启辉电容 C 和启辉按钮 N 组成；附电路由定时钟 M，响讯器 F 及次级线圈 L_2 组成报警电路。

当接通电源，旋动 SK 开关至“开”位置时，电源经磁性扼流圈 L_1 加到紫外线灯管 G 两端。在正常情况下灯管立即启燃，管内产生由辉光放电转为弧光放电的过程，约 3～5min 达到稳定，辐射出紫外线用于治疗。若不能立即启燃，则揿一下触发按钮 N，在此瞬间，扼流圈 L_1 和电容 C 相串联，组成串联振荡回路，产生的振荡电流通过 L_1 线圈在其上获感应电势 U_L，在电容 C 上也获得强迫振荡的电容电压 V_C，如果这个振荡回路接通的时刻赶上线圈上的感应电势 U_L 和电源电压同相，则

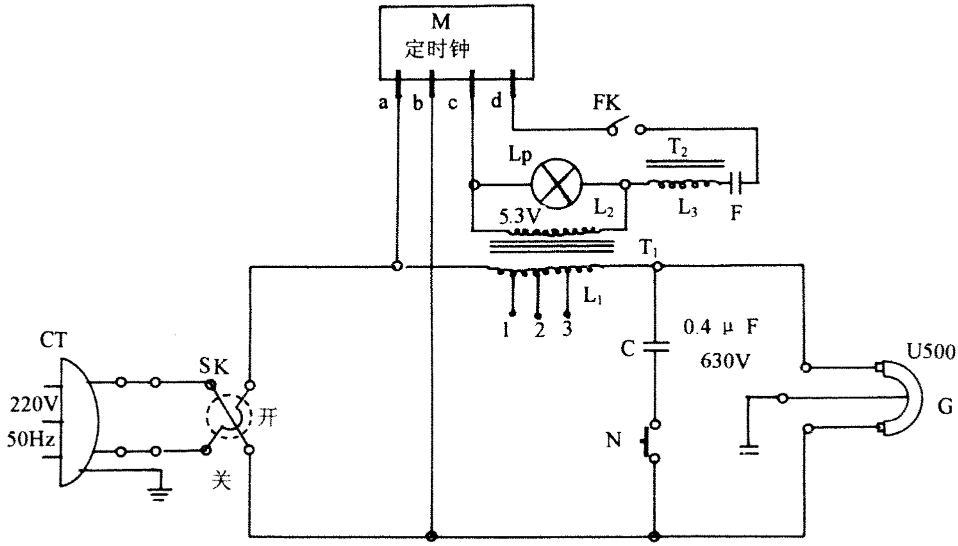


图 1－1　804 型紫外线灯线路图

电容上得到的电压是感应电势和电源电压之和，于是在灯管两端也得到比电源电压高得多的电压，可使灯管启燃工作。在一定范围内这个启辉电容 C_C 越大，得到启辉时的电压越高，一般 C 的数值在 0.1～0.5μf 之间，耐压在 600～1000V 之间。这是利用电容器提高电压达到启辉的方法。

扼流圈 L_1 线圈 1、2 抽头备为调整灯管额定工作电流之用；L_2 线圈提供指示灯 L_P 和蜂鸣器 F6.3V 工作电压，定时器 M 由一个计时钟和制锁继电器组成，将定时钟旋钮旋至所需时间位置，a、b 两点接通，同时合上 FK 开关，开始计时，M 向逆时针方向走动到零点时，a、b、两点断开，c、d 两点接通，响讯器线圈 L_3 接通 6.3V 电源，发出鸣叫声，待操作者将 FK 开关复原，鸣叫停止，结束治疗。

（三）常见故障与维修

804 型紫外线治疗机常见故障和维修方法见表 1－1。

（四）使用保养要点

（1）要有良好的供电条件，电源电压不得波动过大，最好配有稳压电源。

（2）室内空气要流通，有利灯管的散热和溴氧的散失。

（3）灯管在启辉后及在整个工作过程中避免移动，防止振动灯管。

（4）启燃后若中途熄灭，待完全冷却后（10～15min）方可再次开机。

（5）灯管安装保持水平位置，固定牢固，使用中倾斜度不超过 15°。

表 1－1　　804 型紫外线治疗机常见故障与维修

故障现象	故障原因	处理办法
灯管不启燃，L_P 指示灯不亮	供电插座无电源供给。 电源线插头与插座接触不良	万用表检查电源插座、插头、电源线之接触和通路情况。 测量电源有无电源电压
开机后指示灯亮，多次按启动按钮才能启燃	线路中有接触不良。 灯管轻度老化内阻增大，需提高启燃电压。	排除接触不良处。 超短波或共鸣火花器等高频电场激活，或者提高启辉电压
开机后指示灯亮，多次按压启动按钮也不能启燃	电路中开路 灯管管脚断或脱焊。 灯管漏气或过分衰老。 电源电压太低	检查扼流圈 L_1 线圈至灯管电路中有无断线脱焊和接触不良情况。 管脚断裂而管内并未漏气可用氧焊机点焊接点。 漏气管子需更换。判断漏气方法见（四）“使用维护要点”
灯管启辉后自行熄灭	电路内存在接触不良现象。 电源电压不稳波动过大。 灯管老化内阻变大。 灯管点燃时间过久管温过高使管内气压增高内阻变大	排除接触不良情况。 改善供电条件使用稳压电源。 激活管子或提高电容 C 或改换 L_1 抽头。 定时定量治疗患者，连续工作时间不宜超过 2 小时
断保险或漏电打人	电源线裸露碰机壳：一是机座底部电源进线处易折断碰机壳；二是灯罩部电源进线处易折断碰壳，三是电源线在灯罩内处在高温中易使绝缘外套烤焦，当断线后绝缘瓷管脱落可至裸露线头碰机壳。 扼流圈 L_1 层间绝缘击穿线圈短路	必须经常检查电源线的情况，及时排除不安全因素。 扼流圈一般不易发生故障，若击穿层间绝缘因受潮引起或是其制造质量差，所以需注意防潮，一旦击穿，只得更换新品或重绕制（按其原参数）
变压器 T_1（扼流圈）响声大	变压器受潮绝缘降低引起电流大形成电振； 变压器固定螺丝松动。	将受潮变压器置烤箱内 80℃温度下烘烤 24h 再经浸漆或浸蜡处理免除再次受潮。 若是螺丝松动只要固紧就捎除响声
灯管启燃时发红色光	电源电压低不能满足灯管工作条件而不能达到弧光放电。 新灯管参数与旧扼流圈参数不匹配	改善供电条件，配用稳压电源。 调整扼流圈抽头或铁芯间隙，使电流电压符合新管技术条件

故障现象	故障原因	处理办法
灯管衰老过快	扼流圈 11 阻抗小，灯管工作电流大于额定值。 灯管启燃次数过频。 灯管本身质量差	改换扼流圈抽头使圈数增加，或加串限流电阻（100W 3kΩ 瓷管可变电阻）使其条件相符。 紫外线治疗最好采取定时定量集中治疗，一次点燃宜使用 2h

（6）禁止用手触摸灯管，定期（1 周）用 95% 酒精清洁灯管外壁，以免影响紫外线发射强度。

（7）经常注意电线的连接部分及灯管脚与瓷接头的连接情况。要有定期检修制度。

（8）操作者严格遵守操作规程。

[附] 紫外线灯管老化后激活方法

老化的灯管管壁清晰度降低，不如新管明亮，这是因为管内氩汞气体分子附着管壁的原因。对于轻度老化的灯管可以用高频电场激活继续使用。

方法一：超短波电场激活法

将已衰老的紫外线灯管平放在超短波输出电极板之间，调节两极板的间距使灯管内的辉光最强，进行 10min，反复进行几次，就可使管壁附着的分子逐渐被击发脱离管壁，从而使灯管恢复正常工作。

方法二：共鸣火花机激法

用共鸣火花机的带金属丝的输出导子，均匀地来回扫射紫外线灯管壁，输出火花越强越好，一次用 5～8min，反复几次即可。

以上两种方法对严重老化的灯管则效果不佳。对漏气的管子也可用该两法检验。漏气的管所发辉光很弱或者无辉光（严重漏气）。管子漏气无法补救，只能更换新管。

二、BY－4A 型半导体紫外线杀菌治疗机

该机是台式小功率冷光紫外线治疗机，采用晶体管电路，使灯管工作在 2000Hz 以上的高频电场下，产生短波段紫外线、杀菌作用较强，主要用于治疗口腔、鼻腔、咽喉等腔内炎症及体表小部位感染伤口等疾病。这种紫外线机在工作中灯管不发热，所以又叫冷光紫外线治疗机，具有灯管寿命长、体积小、重量轻的特点，适应于流动治疗。

（一）技术指标

电源：交流　220V　50Hz

直流　　12V　　（一号电池 8 节）

紫外线辐射含量：C 波段　2537AÅ > 80%

紫外线辐射强度：≥450μW

消耗功率：交流　8W

直流　6W

（二）电路工作原理

电路图见图 1 - 2。

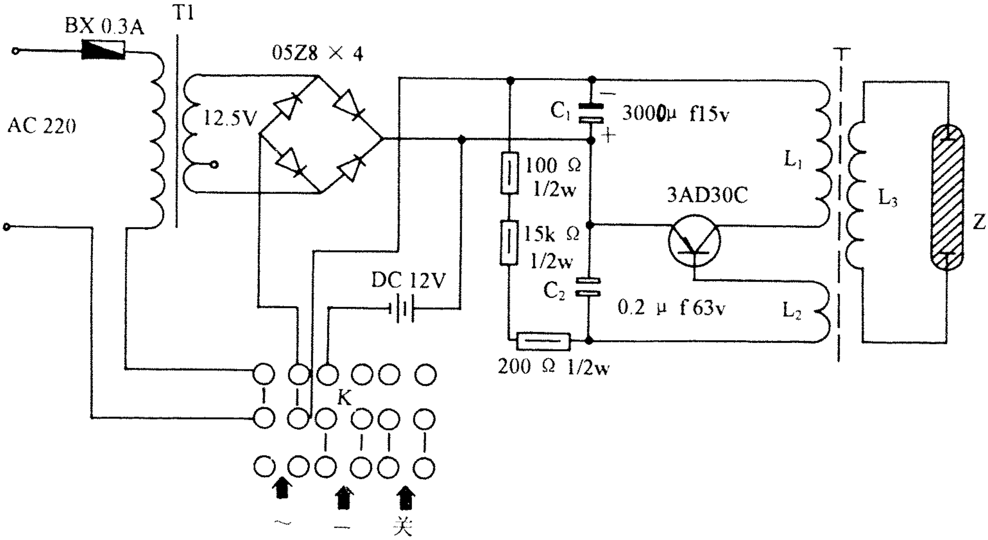


图 1 - 2　BY - 4A 紫外线杀菌治疗仪电原理图

电路由电源变压器 T_1、整流、振荡电路，脉冲变压器 T_2 和紫外线灯管 Z 组成。图 1 - 2 中 K 为推动式开关，作为交、直流电源的转换，当采用交流电源时，K 向左边推动，接通市电，经变压器 T_1 降压到 12.5V，经桥式整流，电容器 C_1 滤波供给振荡电路直流电源，若用干电池做电源则 K 向右边推动直接供给振荡电路。

振荡电路由晶体管 3AD30C、电容器 C_2，脉冲变压器 T_2，电阻 $R_{1\sim3}$，组成间歇式振荡电路。L_1 是振荡器主振线圈，L_2 是振荡器反馈线圈，L_3 为输出线圈。当接通电源振荡器便产生强迫振荡，由于 L_2 的正反馈作用，使振荡得以维持，L_1 上产生空度比很大的矩形波，振荡频率由 C_2 和 $R_1\sim3$ 决定，输出电压由 L_1、L_3 之匝数比决定。本机 T_2 次级输出约 1000V、频率 2000Hz 的高频脉冲加到紫外线灯管 Z 的两端。灯管 Z 是充有 0.5 ~ 0.7kPa（4 ~ 5mmHg）的水银蒸气和少量氩气的石英玻璃管，在高频脉冲电场的作用下，管内物质发生电离形成辉光放电放射出紫外线来，其波长主要是 2537Å 波段的紫外线，又叫短波（C 波段）紫外线，5min 后达到稳定用于治疗。

（三）常见故障及检修

BY－4 型半导体紫外线杀菌机常见故障及维修见表 1－2。

表 1－2　　　BY－4 型半导体紫外线杀菌机常见故障及维修

故障现象	故障原因	处理办法
灯管不启辉，听不到吱吱振荡声，振荡器未产生振荡。	电源插头、插座、开关 K 等接触开路无电源供给。 变压器 T_1 线圈断线无电压输出，线路中接点脱焊开路。 3AD630 晶体管坏，或脉冲变压器坏	检查电源插头插座开关等有无接触不良或开路。 检测 T_1 次级有否 12.5V 交流电压及整流输出直流电压， 测晶体管 3AD30 有否击穿短路和性能参数是否正常 检查线路及 T_2 线圈有否开路
开机后有嘶嘶振荡声，但灯管不启辉	灯管导线断线，插头脱焊，插孔螺丝松脱开路切断高频电输出 灯管漏气（一般为人为损坏）	经常检查接线情况。 该灯管为盘香形玻璃管，管脚较细，稍有不慎，就会碰坏或振坏。
断保险	整流管击穿短路，电容器 C_1 击击短路，3AD630 击穿短路	对症处理

（四）使用维护要点

同 804 型紫外线治疗机。

三、紫外线照射充氧血液输注治疗仪

光量子血疗法是近几年发展起来的一种新的治疗技术，目前光量子疗法又被称为光置换疗法、光动力疗法、光化学疗法和 UBI 疗法等。它的具体方法是：将病人的静脉血从体内抽出，经过充氧和紫外光辐照后，再回输给病人。

（一）技术参数

电源电压：220V　50Hz

额定功率：300W

紫外线管：GGU300 型

启　　动：电压 15～12V，电流 4A

稳定时间：10min

托　　盘：摆动频率 77/min，摆动角度 35～40°。

定时范围：4、6、8、10 和 12min，共 5 档

功率消耗：500W

（二）电路原理

电路分为控制部分和执行部分。执行部分电路原理同紫外线治疗机相似。打开

电源总开关，仪器内排风扇与紫外灯将同时工作，若紫外灯没有发光，可按动紫外灯触发按钮。控制部分由定时控制块组成。

（三）基本结构

1. 透紫外线血容器　血容器由可透过紫外的石英玻璃材料做成。治疗时将配好的血液放入里面，一边进行紫外线照射，一边把氧气引入瓶内给血液充氧。为防止血液的互相污染，保证治疗的安全性，最近已有一次性血容器投放市场。

2. 血容器架　血容器架是血容器在治疗时放置之处，设计成可摆动架。

3. 紫外光照射系统　与紫外线治疗机相似。

4. 充氧系统　利用氧气瓶内的氧气，通过氧气吸入器引入血容器。

5. 回输器和血袋。

（四）使用和维护

1. 操作注意事项　光量子血疗法属放射线血液治疗范围，其安全性和血液的无污染性尤为重要，被国家列为一类医疗设备。

（1）应严格保证整个治疗过程的无菌性。

（2）如果使用石英瓶作血容器，应注意石英瓶的清洁和消毒，避免造成血液的互相污染。

（3）使用时注意检查血袋是否破裂，石英瓶摆动时嘴是否封牢，血袋、石英瓶和回输器接头之间有无血液漏出等，以防血液渗漏。

2. 日常维护与维修

（1）保护机器清洁，定期擦拭灯管。

（2）工作人员应戴防护镜，室内要保持空气通畅。

（3）紫外灯的更换。一般情况下只要灯点亮后颜色发白，就需更换。紫外灯在高温下熄灭后，不能立即复亮，需等温度稍低后再开。灯管启燃次数过多，易造成灯管衰老过快。紫外灯旁的冷却风扇应保证转动，如风扇不工作，将大大缩短紫外灯的寿命。

（4）血液漏出石英瓶外，易漏入机内，引起严重故障，需及时停机清除。

四、HND5 – A – B 型 He – Ne 激光器

（一）技术参数

激光波长：6328Å

空载输出电压：两档分别大于 6KV 和 9KV

连续工作时间：> 8h

电源电压：220V　50Hz

消耗功率：50W

（二）工作原理

电路图参见该机的电路原理图。

升压变压器将 220V 市电分别升高至 1000V 或 1350V，并采用四倍压整流线路获得 6KV 或 9KV 以上直流高压使激光器自动触发起辉，待激光器点燃起辉后，再由二倍压整流电路维持其正常工作。稳流系统主要是由串接在高压回路中的高反压大功率晶体管 $BG_1 \sim BG_4$、电阻 R_2、电位器 W 组成的调整取样电路以及由 $BG_6 \sim 8$ 组成的差分放大电路所构成。取样电压由 $R_{10}+W$ 上取出后，加至 BG_7 的基极，经差分电路放大后去控制调整管 $BG_4 \sim 1$ 的工作状态；同时，取样电阻 R_{10}和电位器 W 接在调整管的发射极，它的电流负反馈作用进一步提高了调整电路的稳定性，从而达到了抑制高压波动，以稳定和调节激光器的工作电流。

（三）故障与分析

HND5 – A – B 型 He – Ne 激光器常见故障及维修见表 1 – 3。

表 1 – 3　　HNDS – A – B 型 He – Ne 激光器常见故障及维修

故障现象	故障分析	故障排除
开机后，激光器不起辉（激光管正常）	①如果电源指示灯亮而没有工作电流，故障可能出在高压部分。②开机后指示灯不亮，故障可能在变压器 B 初级以前的部分。	①高压部分故障可首先检查激光器接线是否良好，再依次检查限流电阻 R_5、R_4、R_3，高压整流硅堆 $D_{5\sim1}$ 是否开路，然后再检查变压器 B 高压是否开路。②检查保险丝是否烧断，各引线是否有开路现象。③检查电位器 W、电阻 R_{10}和电流表是否断线或开路
工作电流不可调节	①工作电流偏大； ②工作电流偏小	①先检查 BG_4 基极电位是否偏高，如果在 28V 左右，可检查 BG_8 发射极是否击穿；C_8 是否击穿，BG_7 各管脚，电位器中心头等是否开路，$BG_{1\sim4}$ 是否击穿；②检查 BG_4 基极电位是否偏低，如果在 5 ~ 6V 左右，可能是 BG_7 短路，如果 BG_4 基极无电压，可能是 BG_5 DW_1，DW_2，$DW_{6\sim8}$ 损坏。
开机后，保险丝烧断	电源部分有短路	变压器局部绕组有短路，高压电容器 C_1、C_2、硅堆 D_1，D_2 是否击穿短路

<table>
<tr><th>故障现象</th><th>故障分析</th><th>故障排除</th></tr>
<tr><td>机器工作时，工作电流波动</td><td>差分放大器和供给电源部分故障</td><td>正常时，测量各晶体管管脚电压
<table>
<tr><th>晶体管</th><th>集电极</th><th>发射极</th><th>基　极</th></tr>
<tr><td>BG_7</td><td>6～28V</td><td></td><td></td></tr>
<tr><td>BG_8</td><td></td><td>6～28V</td><td></td></tr>
<tr><td>BG_6</td><td></td><td>6V 左右</td><td>6V 左右</td></tr>
<tr><td>BG_5</td><td>40V</td><td>28V 左右</td><td>28V 左右</td></tr>
</table>如果某点电压不在正常范围内，可查相关元件，另外还应检查其它的值是否有变化</td></tr>
</table>

五、YYJG－1 ACO_2 医用激光器

C02 激光器是气体分子激光，其工作物质是 CO_2 气体，辅助气体有 N、He、Xe、H 气体，主要应用 CO_2 分子的振动——转动能级间的粒子数反转后受激辐射产生激光。常用的 CO_2 激光器的波长为 10.6μm，是不可见的远红外光，与生物组织作用时，几乎全被生物组织 200μm 内的表层吸收，因此容易控制切割深度。

（一）技术参数

激光波长：10.6μm

终端输出功率：＞35W

聚焦焦距：100mm

焦斑直径：0.3mm

电　　源：220V　50Hz　5A

（二）YYJG－1A 激光器的原理

参见该机的原理图。该机设置水冷系统、断水保护装置、过电压、过电流保护装置。电源互感器 T_4 从主回路上电流取样，变压器 T_5 从主电路电压取样，分别经整流、滤波，经 4.7k 电位器分压后合并送到双稳态触发电路的 BG_1 基极。以上实际形成一个或门电路。本机的双稳态触发电路实际上在正常状况下只能稳于一种状态，因为 BG_1、BG_2 的基极电阻不对称。正常情况下，由于 BG_1 的基极电位肯定高于 BG_2，因此电路总是稳定在 BG_1 导通 BG_2 截止状态。主电路工作异常时，产生过电压、过电流时，或门电路输入到 BG_1 基极的负触发信号呈现高电平，使得 BG_1 基极电位 Vb1↓→Ic1↓→↑Vc1↑→Vb2↑→Ic2↑→Vc2↑→Vbl↓。双稳态电路反转，BG_1 截止，BG_2 导通。使继电器 J_2 吸合，$J_{2\sim1}$ 断开，J_1 释放，总电源切断。

循环水冷保护系统由水电极与 BG_3 等组成。水电极串接在冷却水管道中，正常时，水电极两极间有水通过，BG_3 基极获得正偏压而导通，J_3 吸合，其常开点 J_3 接通。当冷却水断水时，水电极中无水通过而断开，BG_3 基极零电位而截止，J_3 释放，其常开点 J_3 断开，切断总电源。

（三）主要的故障的维修

YYJG－1ACO_2 医用激光器常见故障及维修见表 1－4。

表 1－4　　YYJG－1A CO_2 医用激光器故障及维修

故障现象	检查方法	排除方法
电源接通，踏下脚开关高压指示灯亮，调节调压器旋钮，①激光器未正常起辉，高压就自动切断。②激光器虽起辉正常，但短时间内高压就自动切断	故障现象估计因过电压过电流保护环节不正常所致。经查保护环节各元器件良好，故可肯定 4.7k 电位器故障	重新适当调节两只微调电位器。 过压保护调节：先断开 T_2 初级，然后正常开机，调节微调，使面板上的电压表指示为 180～200V 时能自动切断电源。 过流保护调节：先断开 T_1 初级，接上一约 1kW 的假负载，正常开机，调节微调恰好能自动切断电源
电源接通，冷却水流通正常，高压指示不亮，无高压输出。	J1 良好→J3 良好，判断为水冷保护系统出现异常。检查水电极	修复或调换水电极
激光管输出功率明显下降，且输出不稳定，不能正常工作	查 T_2 输入输出电压正常，限流电阻正常，激光器工作电压正常故可肯定是激光管本身不良或老化所致	调换激光管
激光管不起辉不出光，或虽起辉不出光	激光管阳极脱落；电路正常，导光臂正常，系激光管本身故障	调换鳄鱼夹；调换激光管
导光臂中，①某关节发烫。这时激光输出功率明显降低或无输出。②聚焦管发烫	①导光关节臂发烫，其反光镜片镀金层不光亮或已被激光击裂②光斑偏，激光打在聚焦镜头的管臂上	①调换反光镜后进行光路校正；②③进行导光关节臂的光路校正
冷却水流通不畅	水泵使用日久；或通水橡皮管老化	调换水泵；或更换橡皮管

第二章　电 疗 机

第一节　低、中频电疗机

应用频率为 1000Hz 以下的脉冲电流治疗疾病的方法，称为低频脉冲电疗法。其特点是：①低电压、低频率且可调；②无明显的电解作用；③对感觉、运动神经有强的刺激作用。

应用频率为 1000～100000Hz 的正弦电流治疗疾病的方法，称为中频电疗法。其特点是：①无电解作用；②对肌体组织有兴奋作用；③对皮肤、感觉神经的刺激是一种舒适的振动感；④可以使用较大的电流强度来引起深部组织强烈地收缩。

目前临床上应用的低中频电疗机主要有直流电、感应电、电兴奋、等幅中频、调制中频干扰电等电疗机。

一、DL－1 型直流感应电疗机

（一）技术规格

电　　源：220V　50HZ

直流输出：0～10mA　0～100mA 连续可调

空载电压：＞100V　在 1kΩ 负载上电流大于 60mA

感应输出：四种单向脉冲波

密　波	400Hz	150V
感　应	100Hz	150V
疏　波	10Hz	150V
疏密波	150/35Hz	150V

（二）电路原理

参见该机电原理图。

1. 直流输出电路　220V 交流电源经变压器 T_1 变压后，次级输出 10V 交流经

D_1、D_2 全波整流、电容 C_1 滤波后供给由 G_4、G_5 组成的直流变换器电源，也就是推挽振荡，振荡频率为 1000Hz，经 T_2 变压器升为 120V 方波电压，经 $D_3 \sim D_6$ 桥式整流，C_7 滤波即获得直流电，输出电流大小由电位器 W 调节，由测量电路电表 A 读出。

2. 感应输出电路当输出疏波、感应或密波时，由 G_4、G_5 组成间歇振荡器经波形选择开关 K_{2-2} 改变电阻 R_3、R_4、R_5 以改变输出脉冲的频率，使对应为 10Hz、100Hz、400Hz 产生的双向脉冲经变压器 T_2 输出，由二极管 D_3 切去负脉冲而得单向脉冲，输出电压由输出粗调 K_{1-2} 选择 T_2 次级抽头来调节，以电位器 W 实现细调，此时电流表 A 依靠 R_{18} 分压及 D_7、C_8 整流实现测量交流电压，但因波形不同，电压有效值也不同，故电压表只能作为输出大小的指示用，而不能准确测量。

当输出疏密波时，G_1、G_2 组成多谐振荡器，振荡频率由 R_{13}、R_{14}、C_5、C_6 决定，约为 30/min，因为两管电路元件基本对称，可得到对称的方波输出。此方波由 G_2 发射极输出以控制开关管 G_3 的通断，当 G_3 导通时此管 CE 等效电阻与 R_8 串联，阻值较小，故脉冲的频率较高而为 150Hz，当 G_3 处截止状态时，主要由 R_7 决定频率，因 R_7 阻值甚大故频率低约为 35Hz，由于开关管 G_3 的通断由 30Hz 方波控制，因此 G_1、G_2 输出就是 30 次/分，形成 150Hz、30Hz 交替出现的疏密波。

（三）常见故障及维修

DL－1 型直流感应电疗机故障及维修见表 2－1

表 2－1　　DL－1 型直流感应电疗机故障及维修

故障现象	故障原因	处理办法
无输出	（1）无电源供给 （2）晶体管 G_4、G_5 坏振荡器不工作 （3）脉冲变压器 T_2 次级线圈断线	检查电源插头插座，保险管；变压器 T_1 输出电压，整流输出电压；晶体管 G_4、G_5 的性能，T_2 初级线圈通路；次级电压及通路
有直流输出，但无感应、疏波、密波输出	波形选择开关 K_{2-2} 接点接触不良；电阻 $R_3 \sim R_5$ 公共点脱焊	接触不良由污垢或接片变位引起，清理污垢调片距；脱焊元件外观可见。对症处理
无疏密波输出	多谐振荡器电路故障	检查 G_1、G_2、G_3 及 C_5、C_6 等元器件的性能
无直流电输出	桥式整流电路中有开路，如 D_4、D_5、D_6 开路。 滤波电容 C_7 漏电或短路	测量整流、滤波电路之电压和元件性能，更换不良元件
输出不稳	电路中存在接触不良，特别是输出电位器 W 滑动臂与电阻丝长期摩擦发生位移疏密不匀而跳动	检查输出插孔是否松动，波段开关刀片与接点的接触情况。 更换不良电位器

故障现象	故障原因	处理办法
断保险丝	电路中存在短路 保险管本身日久变质	检查电容器 C_1、C_4，晶体管 G_4、G_5，整流管 D_1、D_2
输出变弱（输出电压低或电流小）	电路中有接触不良，接触电阻大。 元件性能低下或者有虚焊	从电源开始逐级检查电路中各点电压是否正常，不正常处则是故障所在点

二、DL－3 型 698 点送治疗机

该机型又称电兴奋治疗机。所谓电兴奋，即是用大剂量（患者能尽可能耐受为准）的感应电和断续的直流电在患部或穴位上作短时间的通电治疗。其感应电必须是波距不等、波峰不齐的无规则的针形波，作用人体时产生一种较强烈的刺激，使神经肌肉高度兴奋，从而调整功能达到防治疾病的目的。主要用于治疗神经衰弱、急性挫扭伤、皮神经炎、腰肌劳损、胆道蛔虫、癔病

该机采用交流和干电池供电，适应战地和无交流电源地区使用。

（一）技术指标

输入电源：交流　220V　50Hz

　　　　　直流　9V　一号电池 6 节

消耗功率：10W

直流输出：电流　0～40mA　连续可调

感应输出　波形　不规则的针形波

　　　　　电压　0～16V（有效值）连续可调

（二）电路结构及原理

参见该机电原理图。

1. 交流电源部分 220V 交流电源由 T_1 变压器变压至 9.5V，经 D_1～D_4 桥式整流成直流，此直流电（或电池）经开关 K_1 控制作为供给变压器 T_2 和蜂鸣器 T_3 的电源。

2. 变换器部分由三极管 BG_3、BG_4、变压器 T_2 组成推挽式振荡电路，把直流 9V 变为交流，经 D_5～D_8 和 D_9，整流、滤波后分别供给直流输出和多谐振荡器工作。

3. 感应电部分利用机械结构及电磁场原理制成蜂鸣器，在线圈 T_3 不通电时，簧片与触头接触；当线圈通电时，簧片被磁化的矽钢片吸下，使簧片和触头分开，从而产生不规则的紊乱的针形波，即感应电。

4. 多谐振荡器电路晶体管 BG_1、BG_2、C_5、C_6、R_5、W_1 等组多谐振荡器、由 BG。的导通和截止控制继电器 J 间断工作，调节 W_1 改变间断频率，从而获得直流

与感应的点送输出。

5. 测量电路电表与 D_{10}、D_{11}、R_8 组成电压测量电路，与 R_6、R_7 组成直流电流测量电路。

（三）常见故障与维修

DL－3 型 698 点送治疗机故障与维修见表 2－6。

表 2－6　　698 点送治疗机故障与维修

故障现象	故障原因	处理办法
无输出，无点送和蜂鸣器声音	电源部分故障无电源供给变换器和蜂鸣器	检查电源接线、变压器丁 1、开关 K_1、K_{2-A}、K_{2-B}等
无感应输出，且有直流输出	蜂鸣器电路故障。蜂鸣器触头与簧片接触不好，触头常期打火而老化。 开关 K_{2-B}接触不良。 线路脱焊	蜂鸣器簧片和触点需清理和调紧，磨去触点上的氧化层
无直流和点送输出	直流变换器电路故障，开关接触不良，C_1、C_2 短路。晶体管和变压器坏	检查 BG_3、BG_4 性能，脉冲，变压器 T_2 线圈接线是否脱焊，逐步检查
有点送输出但无直流输出	D_5 －D_8 损坏 C_3 击穿，K_{2-C} 接触不良，W_3 断开，线路开路	更换损坏元件
无点送输出	BG_1、BG_2 损坏工作，D_9、D_{12} 损坏，继电器 J 接点开路	逐级检查电路各点电压是否正常，线路通断情况，元件性质

表 2－7　　电源变压器 T_1 参数

线　圈	线　径	电　压	电　流
初　级	SWG 37#	220V	0.05A
次　级	SWG 21#	9.2V	1.2A
层间绝缘	牛皮纸或电容纸一层		
级间绝缘	牛皮纸两层，按一般变压器工艺规程浸烘		
外　包	牛皮纸两层		

表 2－8 变换器变压器 T_2 技术参数

线　　圈	电　　压	线　　号	圈　　数	绝缘要求
线圈 1～2	9V	26#	40 匝	牛皮纸一层
线圈 2～3	9V	29#	40 匝	牛皮纸一层
				绕组之间牛皮纸三层
线圈 4～5	2.5V	35#	10 匝	牛皮纸一层
线圈 5～6	2.5V	35#	10 匝	牛皮纸一层
				黄蜡绸一层，牛皮纸二层
线圈 7～8	120V	35#	480 匝	0.03 玻璃纸一层
				黄蜡绸一层，牛皮纸二层
线圈 9～10	35V	35#	160 匝	0.03 玻璃纸一层
				线圈芯与初级间牛皮纸三层
外　　包	黄蜡绸一层，牛皮纸三层			
绝缘处理	一般变压器工艺规程浸烘			

表 2－9 感应线圈 T_3 的技术参数

	线圈匝数	线　　径	备　　注
线圈 1～2	450	SWG 29#	1～3 为输出头
线圈 2～3	800	SWG 32#	
层间绝缘	牛皮纸或电容纸一层		
级间绝缘	牛皮纸二层　按一般变压器工艺规程浸烘		
外　　包	牛皮纸二层		

三、YL－3 型音频电疗机

该机属等幅中频电疗仪。临床上应用频率为 1000～5000Hz 的正弦电流进行治疗疾病的方法称等幅中频电流疗法。又因其频率在音频范围内，所以又称音频电疗。其生理作用主要为镇痛、止痒、消炎、消肿。用于治疗术后或烧伤后瘢痕的疼痛、剧痒，软化瘢痕及术后肠粘连、瘢痕粘连等。

（一）技术规格

输出频率：2000±100Hz

输出波形：正弦波　失真度＜10%

输出功率：额定 5W　最大 10W
输出电流稳定度：当负载变化 50%时，电流变化小于 5mA
工作条件：环境温度 0～40℃　相对湿度≤85%　连续工作 4h
输入电源：220V $\left(\begin{matrix}+10\%\\-15\%\end{matrix}\right)$　50Hz
功率消耗：36W
外形尺寸：240mm×110mm×180mm
重　　量：3.5kg

（二）电路结构及原理

该机电路由电源、振荡、前置放大、功率放大，电流负反馈及电流指示等电路组成。其方块图如图 2－3。

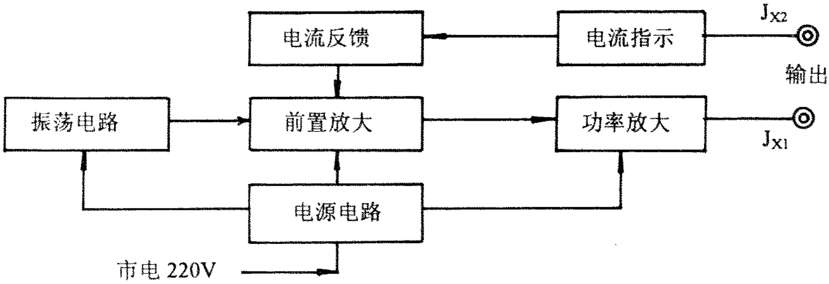


图 2－3　YL－3 音频治疗机方框图

1. 电源部分　交流市电经变压器 B_3 降压，QSZ－1A 硅桥整流，C_7 滤波和串联型稳压电路稳压后输出稳定的直流电压供给各级电路工作。

2. 振荡电路　本机采用电容三点式振荡电路作为信号源。电路由 BG_1、L、C_2、C_3 组成，其等效电路如图 2－4 所示。由射极输出至下级放大电路。

电路中 C_1、C_2 为 0.47μF，L 为 32mH，产生振荡频率为 2000Hz 正弦波信号。输出电压约 2V。

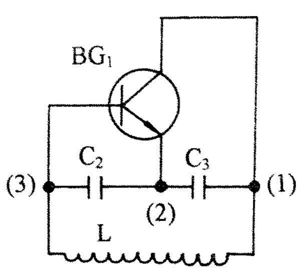


图 2－4　等效电路图

振荡效率（f） $= \dfrac{1}{2\pi\sqrt{\dfrac{C_2 C_3}{C_2 + C_3}L}}$

3. **前置放大电路** 本级由 BG_2、变压器 B_2 初级等相应元件组成。振荡电路输出信号由 W_1 和 C_5 加到 BG_2 放大倒相。BG_2 兼作功率放大推动级。

4. **反馈电路** 在治疗中由于人体的生理反应，皮肤阻抗发生变化，患者往往受此突然跳动而产生触电感觉，本机采用了电流负反馈来消除这种影响。即在 BG_2 发射极上加 R_7 与人体患部串联，当人体阻抗发生变化时，流过人体的电流也流过 R_7，在 R_7 上产生反馈电压 U_K，U_K 的增加使本级输出减少，功率级输出也相应减少，所以输出电流也随之减少，只要 R_7 合适，输出电流基本不变。

5. **功率放大电路** 本级由 BG_3、BG_4 变压器 B_1 次级、B_2 初级等组成乙类推挽功率放大电路。振荡器输出的信号经过该级得到放大，由 B_2 次级输出。

6. **电流指示电路** 本电路由 BG_5、BG_6、R_9、R_{10}、R_{11} 电流表组成电桥式电流计，串联在输出回路中。回路中音频电流经 D_5、D_6 整流后变为直流信号，当电桥失去平衡，经整流后的电流流过表头而指示。

（三）常见故障及维修

YL－3 型音频电疗机常见故障及维修见表 2－10。

表 2－10　　　　YL－3 型音频电疗机故障及维修

故障现象	故障原因	处理办法
开机后指示灯不亮无输出	电源故障 电源进线插头插座接线开路 变压器坏或引线脱焊 保险丝断	排除电源进线故障后检查变压器 B_3 输入输出电压，若无电压输出，进一步检查变压器线圈，线圈断线，更换变压器
开机后指示灯亮无输出	由整流输出、稳压电路、振荡等直至输出接线柱整个电路中某处线路开路或元件变质损坏引起。最常见的是三极管 BG_3、BG_4 击穿损坏	首先排除输出接线柱接触是否良好。然后检查整流输出和稳压输出电压是否正常，本机直流电源为 20V。若正常则再向前搜寻，振荡电路是否振荡，示波器观看 R_2 及相应点波形。也可测 R_2 上电压在 10V 档电表若有小的摆动则有振荡，然后再向前搜寻直至输出接线柱

故障现象	故障原因	处理办法
输出不稳有电击感，或者灼痛感	BG_1 反向漏电太大造成工作点漂移。 电源电压不稳引起各级工作不正常，线路中虚焊。 输出导线、夹子和电极板接触不良，或电极板纱布太干燥、不平整与患者接触不良。 寄生振荡使频率不稳	晶体管测试仪测量晶体管性能、性能变差则更换。 交流电源不稳应配置交流稳压器。 排除线路中虚焊及其它接触不良问题。 检查反馈电阻 R_7 是否变值、接触良好、测试反馈性质、测试方法见保养维修要点。 在 R_7 的上端与输出端 Jx1 接线柱之间并接一只 0.2μF/160V 小电容则能消除寄生振荡
一开机电流表指针急剧上升	电流指示电路中分流电阻 R″开路；W_1 电位器旋钮离开零位旋离左端太远处在大输出状态。 输出电极相碰短接	检查电流指示电路元器件情况。 纠正不正规操作，严格执行操作规程，否则易烧坏电表、变压器 B_2 及晶体 3AD6C
输出功率小	前置放大和功率放大电路有问题，晶体管性能变差放大效率降低 稳压电源输出不足 20V 电路存在接触电阻	测量晶体管性能更换变差的管子，推挽振荡管重新配对 测量稳压输出不足 20V 则继续检查稳压电路元件性能及整流电路元件性能等。 排除电路中接触不良情况
断保险	电路中存在短路处。如 3AD6C 击穿短路，QSZ 桥堆击穿短路，电容 C_7 短路。 输出调节旋钮调在最大输出位置而两输出电极相碰	逐级进行检查，排除短路处。 严格遵守操作规程

（四）使用保养要点

（1）电极或夹子的金属部分不能直接接触皮肤，否则会引起电灼伤。

（2）电极不能对准以心脏为中心的前后或左右放置。

（3）电源电压不稳，必须加接交流稳压器或调压器升压到符合要求时才能使用，否则会影响输出稳定性。

（4）开机后应避免输出短路或空载。

（5）使用时两输出端不能与机壳相碰，以免短路和影响输出稳定性。

（6）注意通风散热、防震、防潮、防尘。

（7）输出电流稳定度测试：将 500Ω、10W 左右的电阻接入输出端，将输出电流

调到 140mA 内任一值。然后用另一只 500Ω 电阻突然并到输出端，电流表指示变化应小于 5mA。如果变化较大，多为反馈网络有有问题，需检查反馈网络，反馈电阻 R_7 是否变值。

［附］有关参数见表 2－11～2－14。

表 2－11　　各晶体管对地的直流电压（单位：V）

	BG_1	BG_2	BG_3	BG_4	BG_8	BG_9	BG_{11}
C	16	19	0	0	39	39	21
B	7～8	2.7	20	20	21	20.5	13
E	8～9	2	20	20	20.5	20	12.5

表 2－12　　输入变压器 B_1 参数

	初　级	次　级	
引出头	1～2	3～4	4～5
匝数	1000	250	250
线型	高强	高强	高强
线径 mm	0.1	0.21	0.21
绕线要求		双线并绕	
铁芯	D310　XE6×10		

表 2－13　　输出变压器 B_2 参数

	初　级	次　级	
引出头	1～2	2～3	4～5
匝数	80	80	480
线型	高强	高强	高强
线径 mm	0.51	0.51	0.25
绕线要求	双线并绕		
铁芯	D42　BE12×15		

表 2－14　　　　　　　　　　　电源变压器 B_3 参数

	初　级	次　级	
引出头	1～2	3～4	5～6 灯丝
电压	220V 50Hz	26V	5V
电流		1A	0.15A
匝数	1050	140	25
线型	高强	高强	高强
线径 mm	0.23	0.74	0.23
铁芯	D42　GE19×38　直立式		

四、FZ－1 型程控低频脉冲治疗仪

程控低频脉冲治疗仪是根据人体电生物学原理，将电子电路产生的有利于瘫痪肢体恢复的低频脉冲作用于失神经肌群或相应穴位，刺激肌肉群产生被动收缩运动，纠正畸形姿态和动作，改善血液循环。

（一）主要技术参数

电　　源：220V±10%　50Hz

功率损耗：≤40VA

输出波形：指数波和方波两种波形。具有 5 种工作状态：断续方波（断续Ⅰ）、断续指数波（断续Ⅱ）、连续方波（连续Ⅰ）、连续指数波（连续Ⅱ）、方波指数波交替（Ⅰ、Ⅱ交替）

脉冲频率：分四档，0.1～1.0Hz，1～10Hz，10～100Hz，100～1000Hz

脉冲宽度：分四档 0.2～1.4ms，2～14ms，20～140ms，200～1400ms

最大输出电流：60mA

定时范围：常开 0～45min

（二）电路原理

图 2－5 为其原理框图，电路图参见该机电路原理图。

1. 连续脉冲产生级　由一只双基极晶体管组成弛张式振荡器产生脉冲。BG_1 为弛张振荡器产生脉冲，隔离级 BG_2 是倒相放大器，送出反相脉冲。

2. 脉冲形成级　由 BG_4、BG_5 及电阻电容组成集基耦合无偏压单稳态电路。在无信号输入时，适当选择 R_{10}、$W_{6\sim10}$ 及 BG_5 的 p 值，可使 BG_5 处于稳定的饱和状态，同时选择 R_9、R_{11} 而使 BG_4 截止。充电回路 $R_8 \rightarrow BG_3 \rightarrow C_{7\sim10} \rightarrow BG_5$。

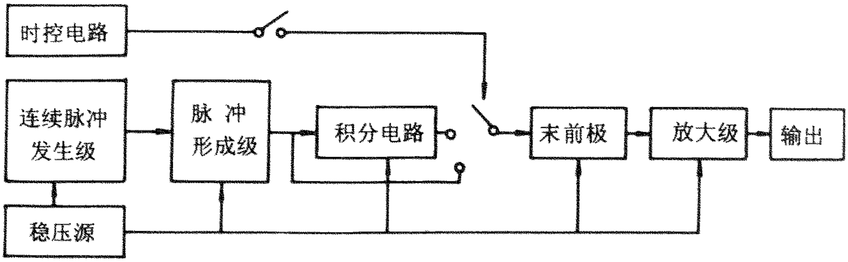


图 2－5　原理框图

当经 C_5 输入一负向脉冲时，BG_5 截止→其集电极电压 V_C↑→BG_4 基极电压 Vb↑→BG_4 导通。放电回路 D_2→R_8→R_{10}→$W_{6\sim10}$→BG_5，结果使 BG_5 基极电压↑→BG_5，导通→BG_4 截止→又进入稳定状态，重复以上工作过程。

其中 $C_{7\sim10}$调整脉冲宽度，$W_{6\sim10}$改变脉冲间歇时间。

3. 整形电路　即为积分电路，用来形成指数波波形，该电路由 D_6、D_7 及电阻电容组成。

当脉冲前沿正向变化时，D_7 导通，则 $R_1$8、$W_{6\sim2}$与不同电容组成积分电路，$K_{2\sim3}$作为上升时间的粗调，$W_{6\sim2}$作为细调。脉冲后沿呈负向变化时，D_6 导通，通过 R_{17}，与不同电容组成的积分电路，改变后沿下降时间。

当 K_{3-2}断开，继电器 J_4 不工作时，直接输出方波。

4. 时间控制电路　由晶体管 $BG_{13\sim16}$及周围元件组成。工作过程：定时器工作→继电器 J_4 工作→接点 $J_{4\sim1}$吸合计时开始；按下 K 瞬间，J_3 工作$\xrightarrow{\text{J3 ~ 1 只合}}$$R_{33}C_{28}$充电Kr 松开 J_3 停止工作$J_{3\sim1}$断开 $C_{28}R_{34}$放电→$B_{13\sim14}$导通→J_1 工作$\xrightarrow{\text{J1 − 1 吸合}}$$R_{37}C_{29}$充电→$BG_{3\sim14}$截止→$J_1$ 不工作 J_{1-1}断开 $C_{29}R_{38}$放电→$BG_{15\sim16}$导通→J_2 工作$J_{2\sim1}$吸合 J_3 工作→重复上述工作。

5. 放大电路　由 $BG_{7\sim9}$组成，经 $BG_{7\sim8}$。射极输出至功放管，完成直流电压变换后，输出脉冲波形，电流大小由电流表指示。

6. 稳压源电路同其它电疗机电路。

（三）故障与分析

FZ－1 型程控低频脉冲治疗仪常见故障及维修见表 2－15。

表 2－15　　　　FZ－1 型程控低频脉冲治疗仪故障及维修

故障现象	故障分析	故障排除
无脉冲输出	①无电源供给；②主振荡级无振荡；③中间级及级间耦合故障；④功率放大及输出级故障	①用万用表测电源各直流电压值是否正常，若不正常，则逐个检查各元件。②无振荡输出时，常见故障为电容器失效或断路，电阻脱焊、损坏，必要时更换。③可采用示波器判断故障在哪一级，易损元件为放大器件、电容、电阻器。④无输出或输出小时，除脱焊等外，多为功率管开路或击穿
脉冲波的参数失调或波形失真	脉冲宽度、间歇时间、前沿和后沿的斜度及脉冲频率等失调故障	使用示波器检查，运用时标测量，检查与所改变的参数有关的元件，如电阻、电容值的测量等，逐个作较精确的测量对比确定，必要时可采用低频或超低频信号发生器进行对比观察

五、ZTD－3 型调制中频电疗机

（一）技术参数

电　　源：220～240V　50Hz

功率损耗：40W

输出频率：中频：3000±150Hz

　　　　　调制低频：3～150Hz 分 11 档选调

输出方式：有连续调幅、等幅调幅交替、断续调幅、变频调幅四类

输出波形：全正弦波、正半波、负半波 3 种

调幅度：0、25、50、75、100％分 5 档选接

波形持续与间断时间：0.5、1、2、3、4、5S 分 6 档选择

最大输出电流：＞80mA

（二）电路原理

该机方框图如图 2－6 所示。

该机有两组 LC 正弦波振荡器，一组产生固定的 3000Hz 振荡，另一组为可变频率振荡器产生 3000±150Hz 中频振荡，两组频率相差 3～150Hz。通过开关选接，将

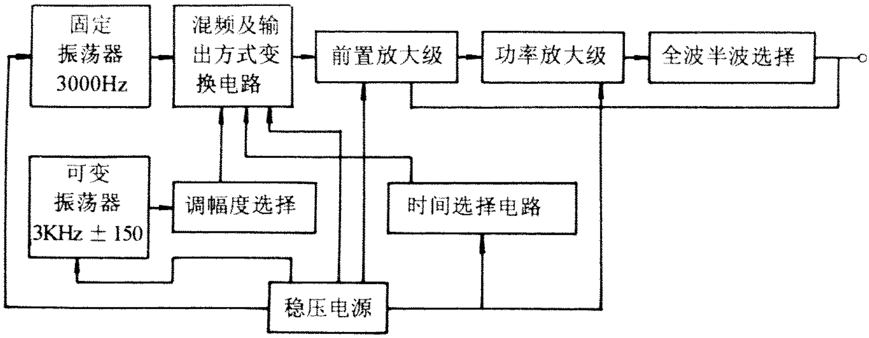


图 2－6　原理框图

两组振荡器以不方式接至混频电路，而产生连续调幅、等幅调幅交替、断续调幅、变频调幅四类方式输出。在可变频率振荡器的输出端，选接不同的分压器，改变输出幅度而产生不同的调幅度。输出方式变换的时间，是由一多谐振荡器构成的时间电路控制。机内设有 3Hz 校正调节显示。

参见该机整机电路图，各部分的工作情况如下：

1. 振荡电路　两组振荡电路结构相同。

固定频率组（3000Hz）由 BG_1、Bo 以及电容（4.7μf）等组成，330Ω 可变电位器用作差频调节，BG_2 组成射极跟随器，信号送至混频级 BG_3。可变频率组由 BG_4、Bo′、4.7μf 等组成，BK_4 选接 0～10 个 30Ω 电阻，以产生 3000±150Hz 的中频，送至射极跟随器 BG_5，经选接 BK_3 得到不同调制度后送 BG_6 放大。两组振荡器的 a、b 端分别送到 3Hz 校正电路。

2. 混频级　由 BG_3 与 B_1 组成，经混频级形成低频正弦调制中频电流。

3. 时间选择电路　由 BG_{10}、BG_{11} 组成多谐振荡器，产生方波，选接不同阻值，改变方波的脉冲宽度及间歇时间，经 BG_{12} 放大后，推动继电器 J。

4. 输出方式选择　是本机改变输出状态的重要部分，由七刀四掷开关分别接①、②、③、④排的多个接点完成 4 种工作方式，其连接方法见波形选择。

5. 稳压电源　将 220V 市电降压，经全波桥式整流及电子稳压电路输出稳定直流，供给各电路。

（三）故障及检查

（1）开机后指示灯不亮，无中频输出：应检查电源开关、保险丝、电源插头及机内电源部分。

（2）指示灯不亮，有输出：这是指示灯泡损坏或灯泡与灯座接线间有松脱。

（3）指示灯亮，但无输出：此时应先拨动输出方式选择开关，观察是各种工作方式均无输出，还是其中某一方式无输出。如均无输出，应首先检查稳压电源，如

电源电压正常，则应着重检查输出插口及输出方式选择开关，以及 BB′间接头是否损坏。如连续调幅时输出正常，而其它三类方式不正常，则应检查时间选择电路及继电器 J，由于该元件工作频繁，易于损坏，应予特别注意。

(4)“3 周指示”不亮，调不出低频：应先检查两组 LC 振荡器。如二者频率相差太大则应通过增大振荡电路电容，使二者频率相近。

(5) 治疗过程中出现电流时有时无或出现烫伤：应将输出电流调零，再检查电极插座、插头以及电极接线与夹子，是否有虚焊、断线等。为区别机内机外故障，可拔出插头利用机内负荷电。阻观察机器工作情况，或另用插头外接电阻检查机器工作。在连续工作 3 个月后，应使用示波器检查本机各种输出指标。因为输出方式不准确、通断时间不准确、输出波形的改变、调制度的变化等故障，在一般治疗中不易觉察，用一般万用表也无法测知，只有应用示波测量才能确定，进而分析原因找出故障元件加以修复。检测时应注意顺序，从后向前逐级检查，以免遗漏。必要时还要用其他仪器进行对比观察。

六、JGD－B 型干扰电治疗机

本机为动态干扰电治疗机，该机电流在人体内进行交叉，使体内深部产生 0～100KHz 低频调幅的 4000Hz 左右的正弦电流。

（一）技术指标

电　　源：220V　50Hz

功率消耗：＜100W

输出电流频率：$f_1 = 4000Hz$，$f_2 = 4000 \sim 4160Hz$

输出电流波形：正弦波

输出差频范围：0～100Hz 任意可调

差频周期：15s

输出电流：不小于 80mA

（二）电路原理

该机方框图见图 2－7 所示。本机由 A、B 两组中频电流发生器，锯齿波发生器，三角波发生器，差频指示电路和电源电路等 5 部分组成。整机电路参看该机电路图。

1．正弦信号源　由 $BG_7 BG_8$、L_1、C_7、C_8、C_9 等元件构成电容三点式中频振荡器。BG_8 为变容二极管，其等效电容量大小取决于端电压，若由 W_1 分压，施加恒定电压，则形成静态干扰电流，若对 BG_8 施加一锯齿波电压，则形成动态干扰电流。改变锯齿波电压的幅度，将改变振荡器频率的变化范围。BG_9、BG_{10} 组成复合管构成射极跟随器，作为振荡器和放大器之间的缓冲级，W_2 用作输出．电流强度

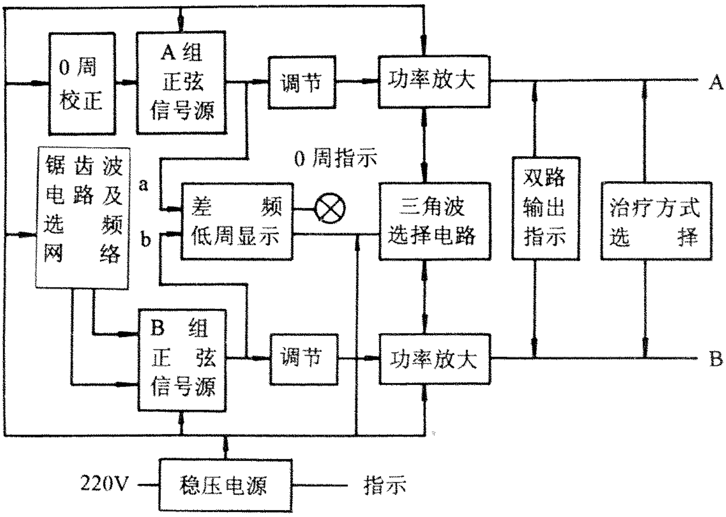


图 2-7 整机方框图

调节，BG_{11} 构成推动级，BG_{12}、BG_{13} 构成推挽功率放大器。由输出变压器 B_3 次级输出 A 组中频电流。

B 组中频电流发生器的电路结构和 A 组完全相同。

2. 锯齿波发生器　这一电路的功能是由 BG_{28}、BG_{31} 构成自激多谐振荡器产生一周期为 15s 的方波信号，经过由 BG_{33}、BG_{34}、BG_{35}、BG_{36} 构成的积分电路，将方波变换为锯齿波。锯齿波电压通过差频选择按键送到变容二极管两端，就实现对 B 组振荡频率的调制与控制，使 A、B 组频率差频按照预选频域固定或作周期性变化。锯齿波的电压幅度越大，频率的变化范围也越大，从而得到各种差频的可变干扰电流。

“0 校正”表示差额为零，通过调节 W_1 而改变 BG_8 的直流电压，使两组的中频电流的频率均为 4000Hz。

3. 差频指示电路　由 BG_{25}、BG_{26}、BG_{27} 和校正指示灯构成差频指示电路。BG_{25} 构成混频放大，C_{25}、C_{26} 滤除高频分量，而差频成分经 BG_{26} 放大，C_{28} 进一步滤除高频成分后，再由 BG_{27} 进行功率放大，由指示灯指示。指示闪动的快慢标志着差频的高低，这就是“0 校正”。

4. 三角波发生器　由一自激多谐振荡器及三组积分电路构成。由 BG_{38}、BG_{41} 构成的多谐振荡器产生一周期为 6s 的方波信号，经过积分电路后形成类似三角波电压，通过转换开关可得到动态、静态干扰电流进行治疗。

5. 电源电路　在串联稳压电路中，由取样电路（R_4、R_5、R_6）、比较放大器（BG_5、BG_1）、电压调整管（BG_2）、推动管（BG_4、BG_3）组成。其中 BG_5 的集电极

电路中串联了 BG_1，提高了比较放大器的交流增益，改善了稳压性能。

（三）常见故障分析

首先要了解仪器各项参数正常状态的数值，例如电流、电压、各级输出波形、频率、幅度、变化规律、静态工作点等等，做到心中有数。其次要了解电路彼此连接关系，然后根据故障现象首先从判断影响面最大的参数起逐次缩小、分割怀疑范围，在检修中采用对比法往往可以迅速查明故障原因。例如使用机内假负载代替人体对比观察，A、B 组相互对比，按相同功能键进行对比，同类型机器之间的对比，改变使用条件对比等等。另外一类故障属于耗损情况，例如指示灯、电极导线、电位器、开关等发生故障都会严重妨碍治疗正常进行。

（1）电源及指示灯方面的故障，易于检查确定而加以排除。

（2）一组有输出，另一组无输出：①若“0 周指示”灯闪烁正常，可能是外部输出电极回路与人体接触不良或者断路，或是功率放大及输出极有断线、开路、短路等。②若“0 周指示”异常，故障发生在无输出的这一组的信号发生器内，包括功率放大级和振荡级。因为两组信号发生器是对称的，可以采取对比和代换的办法自输出插口逐渐向前检查查出故障。

（3）两组均无信号输出（两组电表无指示、差频表无显示）：应着重检查稳压电源部分。

（4）在调节输出时发生电流抖动不稳及病人有刺激等不适反应，而停止调节后正常，可能是①输出调节电位器磨损或进入脏物；②隔离电容漏电。

（5）静态工作正常，动态有较大差异且均无变化，可能是三角波发生级及开关接点出现故障。

（6）不能扫频（所有频域均如此）但有上下限，可能是梯形波振荡器故障。

（7）输出变压器烧毁：对应该组推挽大功率管击穿短路所致。

（8）输出波形严重失真（某一组）如半波等：可能是该组某只推挽大功率管故障。

七、N5/EⅢ型动态干扰电流治疗机

N5/EⅢ（全称 NEMECTRODYN 5/ENDOVACⅢ）型动态干扰电流治疗机是德国尼梅克特隆公司的产品。该机由 N5 型动态干扰电流治疗和 EⅢ型真空发生器两个系统组成，前者产生两组的 4KHz 的动态中频电流，后者产生受控的脉冲负压，使抽吸电极对人体产生按摩作用。

（一）技术参数

1. N5 型

电源电压：220V、50Hz

额定电流：0.1A

最大输出电流：60mA/500Ω

振荡幅度：4.2V_{P-P}

工作频率：4KHz

差频选择：0～100Hz、0～10Hz、90～100Hz

频率周期：30s

动态场调制周期：6s

动态场调制度：58%

2.EⅢ型

真空范围：0～1.0bar

电源电压：220V、50Hz

工作电流：0.56A

抽吸周期：1、2、5s

（2）N5电路原理

参见该机电路原理图。主要由Ⅰ、Ⅱ组中频信号发生器、三角波产生器、动态控制器、功率放大器、动态指示器、输入显示装置和电源部分组成。

1.中频信号发生器　Ⅰ组由TR_{201}、L_{201}、C_{201}、C_{202}组成三点式振荡电路，产生4KHz的中频正弦波电流。Ⅱ组由TR_{202}、L_{202}、C_{202}、C_{204}组成。按下差频选择开关K_1或K_2、K_3，即可在该电路两端获得不同的差频。C_{301}～C_{307}及C_{309}是并联在Ⅱ组振荡电路中的电容器。由于C_{309}受电机M控制，其动片随电机每30s转动1周。由于C_{309}的不断变化而使两组振荡器产生0～100Hz、0～10Hz、90～100Hz的差频。

2.功率放大级　由集成运放IC_{102}、IC_{103}组成，在放大器的5、6端接入由电阻电容构成的移相网络，以防止产生自激振荡。Ⅰ、Ⅱ两组中频信号经放大后作用于人体，便组成了静态干扰电流。Ⅰ组电流通过串联在输出回路中的毫安表指示，Ⅱ组工作状态则通过发光二极管LED显示，两组选用同轴电位器调节。

3.三角波发生器　集成电路IC_{101}及其周围元件组成了动态干扰矢量产生器和控制系统。IC_{101a}，和IC_{101b}。构成电容负反馈式三角波发生器，当K_5接通时两个大小相等、相位相反的三角波电压分别加到场效应管TR_{101}和TR_{102}的栅极，所以中频正弦波电压通过场效应管受三角波电压的调制，经功率放大后作用于人体形成动态干扰电流。

4.差频指示由IC_{101d}、TR_{103}和发光二极管组成。按下开关K_4，差频读数可由电机M带动的转鼓式刻度盘直接读出。

（三）EⅢ（真空发生器）系统的电路原理

参见该机电路原理图。主要由负压控制电路组成。K_4接通，真空装置M开始

运转，产生负压。负压电路由矩形脉冲发生器和继电器等组成。定时电路集成电路 NE_{555}、C_{103}、R_{105} ~ R_{110} 组成的矩形脉冲发生器等组成。驱动电路由 TR_{101}、TR_{102} 组成，脉冲电压经 R_{104} 加到开关管 TR_{102} 基极进行放大，由射随器 TR_{101} 驱动继电器吸合，使抽吸动作。同时，驱动 LED 闪烁，以指示控制电路的工作状态。

（四）机器使用方法和注意事项

（1）动态干扰电流治疗机的两组金属电极和真空泵的抽吸管要正确连接。

（2）真空发生器的真空度可以通过调节器调节，并由真空压力表读数。抽吸碗和人体必须紧密接触，否则真空不良吸附不上。抽吸脉冲频率为每分钟 12、30、60 个脉冲三档，可根据治疗需要选择。

（3）两个导电橡胶电极和两个吸附电极联用时，未用的两个抽吸管电缆禁止短路，且要封闭。

（五）常见故障及维修

本机电路集成化程度较高，故很少出现故障，常见几种故障均发行在外围电路。例如电源线插头与插座未联接好，电极线插头锈蚀、脱焊、虚焊、断路、外部管路漏气、堵塞等，这些故障的检查和排除都比较容易，故不详述。

第二节　高频电疗机

一、CSY – 25 型超声波治疗机

超声波是指每秒钟振动频率在 20KHz 以上的机械纵波。医疗上运用的多为 800 ~ 1000KHz 范围。近有用 1.5MHz 或 3MHz 或同一机器可选择输出两种或三种频率。医疗上超声机械多采用压电式，即运用压电晶体的逆效应，将电振荡经压电晶体片转换成相同频率的机械波。医疗上常用的压电晶体，有天然的石英和人工合成的锆钛酸钡等。

（一）技术指标

电　　源：175 ~ 220V　50Hz

功率消耗：不大于 100W

输出频率：800KHz 左右

输出强度：0.5、0.75、1.0、1.25、1.5、1.75、2.0、2.25、2.5W/cm^2 误差不大于 10%

定时范围：5min、10min、15min、20min ± 20%

工作方式：连续、断续（脉冲）

（二）电路原理

本机方框图如图 2－8 所示。

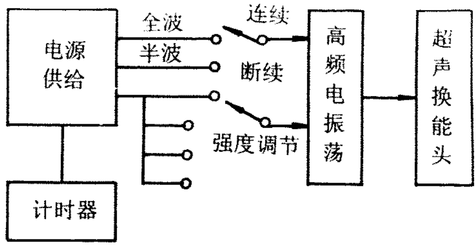


图 2－8　超声波原理框图

本机由振荡电路、电源电路、输出强度调节、超声换能头及计时器所组成，参见该机电原理图。

1. 振荡电路　是电感反馈振荡电路，由放大管 FU－7、反馈线圈 L_2、L_3、C_7、C_8、C_9、C_Q 回路组成。振荡频率决定于电路的总 LC 数值，通过电子管组成振荡回路，以产生等幅高频电振荡。栅极线圈 L_2 形成电子管的正反馈，使屏极电流得到与振荡回路极性相同的变化，能够及时地补充能量。

R_1、R_2 是栅极电阻，用以稳定振荡幅度。C_6 是旁路电容器，以旁路栅极电阻上交变成分，从而起到稳定栅偏压的作用。输出强度控制是通过改变振荡管帘栅压米实现的。

超声换能头是使用锆钛酸铅高效压电晶体片制成。从振荡回路的电容分压器上，输出高频高压电流，经同轴电缆输送到超声头上，由超声头转换成超声能而作用于人体。

2. 定时部分　由晶体三极管 BG_1、BG_2、两只 3DK2B 及电阻电容与二极管组成的单稳态触发电路。改变 RC 时间数以改变暂稳态的持续时间。RC 常数由 $R_{13} \sim R_{16}$ 及 C_{15} 确定。

3. 电源部分　由电源变压器 B 及三组桥式全波整流及滤波电路所组成。

（三）故障分析

此类机除超声头外，其余与一般高频电疗机相似（表 2－16）。

表 2-16　　　　CSY-25 型超声波治疗仪故障与维修

故障现象	故障判断	排除方法
高频部分工作正常，而超声换能器无声波输出	电缆与接头部分断路与短路	需检查电缆及超声头。①确定超声头是否有输出，及输出是否准确，最好使用超声功率计测量；②简易法：在声头辐射面上，放少量水，开机后，水应抖动，且功率越大，水抖动越烈，形成烟雾状水气
无输出或输出减弱	确定超声输出部分正常时，则是高频振荡部分故障	用氖管在振荡电路附近测试，观察是否发亮，若不发亮，说明无高频振荡。故障排除方法同高频电疗机
定时不工作或定时不准	判断为定时部分故障	检查其工作电压。分别检查各元件，特别是继电器的接点，构成 RC 常数的电阻电容以及开关接点，发现损坏元件，予以更换修复
超声头发热	超声头在治疗 10min 左右发热属正常现象，如果至发烫程度，则表明超声头本身有问题	①晶体片不够紧固；②晶体片与盖板间存在空气间歇；③超声头内部进水，以至高频电路短路发烫。方法：将超声头拆卸检查

二、CSW-1 型超声波雾化治疗机

超声波雾化治疗机是利用超声波的空化作用，将药液变成高浓度的微细的气溶胶，雾粒直径大部分在 1～5μm 范围内。

（一）技术性能

超声波振荡频率：1.40±0.1MHz

雾粒直径：1～5μm

雾化速度：≥4ml/min

电源电压：220V±10%50Hz

（二）电路原理

参见该机电原理图。CSW-1 型超声波雾化器是由振荡管 FU-5、线圈 L、电容器 C_7、C_5 和晶体 Q 等元件共同组成电感反馈式振荡电路。其中 R_1-R_4 是输出强度

调节电位器，控制该管的帘栅压。振荡电路产生频率 1.4MHz 的高频电磁波，这个信号加到输出声头的锆钛酸钡压电晶体片上，晶片产生超声波。超声波作用在药液上，在药液表面产生空化作用，形成水柱并生成雾，雾液混入到机内风机送出气流中，为进行吸入治疗的患者提供需要的气溶胶。

该机电源采用的是二倍压整流的方式。

（三）故障与分析

CSW－1 型超声波雾化仪常见故障及维修见表 2－17。

表 2－17　　　　CSW－1 型超声波雾化仪故障与维修

故障现象	故障原因	排除方法
输出变弱或无输出	①振荡频率偏离晶片固有频率而产生失谐；②电子管屏极接触不良；③晶片浸水短路或电子管损坏	①调节振荡线圈的磁芯，在不超过电子管屏极电流极限的情况下，获得最佳输出；②防止晶片与输出短路
机壳漏电	因潮湿引起的机壳漏电现象较常见，一般需进行烘干处理	可在 60℃左右的温度下烘干数小时，冷却后，绝缘电阻应在 1MΩ 以上
水槽漏水	水槽内的橡皮垫圈老化后往往失掉密封性能而造成漏水，使晶体片两镀银面短路，雾化器不能工作	需换用同样厚度的橡皮垫圈（可用废血压计橡皮袋制作）。更换时注意防止压坏晶片
晶片损坏	晶片短路或破碎	及时更换晶片，换置后，应调节磁芯，必要时可减小或加大振荡电路中的振荡电容容量

三、超短波电疗机（三种型号）

利用波长为 10～1m，频率为 30～300MHz 的高频电能作用于人的机体达到治疗疾病的方法，称为超短波电疗法。能产生超短波的仪器称超短波电疗机。采用电容式电极输出能量，将患部置两电极之间，在超短波高频电场的作用下，机体患部的分子和离子在其平行位置振动，并互相摩擦而产生热效应，使患部表层和深层组织受热，达到止痛、消炎、解痉、增强血液循环、促进组织生长和积液吸收等效果。

超短波电疗机是理疗康复中应用较广的常规仪器，有台式、落地式和五官式三种机型。

（一）DL－C－B 型超短波电疗机

该机属落地式大功率超短波电疗机，主要用于治疗四肢、躯干等大部位病灶。

1. 技术规格

输出功率：200W

输出频率：40.68MHz（波长 7.3m）

输入电源：190～235V　50Hz

消耗功率：750W

使用环境：室温 0～40℃

　　　　　相对湿度　≥80%

2. 电路结构及分析

参见该机电原理图。电路由电源变压器、整流、振荡及输出调谐电路组成。

变压器 T_1 为高压变压器，两组次级线包输出两组高压，经 Z_1、Z_2 桥式整流后串联输出 1600V 直流高压供给振荡电路两振荡管 F－811 电子管阳极。

变压器 T_2 次级输出 6.3V 电压供给振荡管灯丝电源。其初级设有 7 个抽头，抽头 1～3 与开关 K_{1b}组合用于改变电子管灯丝电压而达到改变输出功率，其余 4 个抽头用于调整电源电压之补偿。

振荡电路由电子管 F－811 及极间电容、线圈 L_1 组成主振回路，R_3、L_2 组成自给栅偏压兼高频反馈，产生等幅振荡，其振荡频为 40.68MHz。

输出调谐电路由 L_3、L_4、C_1 及人体组成串联谐振电路，通过改变 C_1 电容，使输出回路振荡频率与主振频率相同时产生谐振达到最佳输出状态。

K_3 开关由一机械定时器控制，用于治疗时间结束时，自动切断高压输出，以免常时间治疗影响疗效或发生意外，同时也起到延长仪器使用寿命的作用。

（二）LDT－CD－31 型超短波治疗机

本机也是落地式大功率超短波电疗机，其技术规格、振荡、输出调谐电路与 DL－C－B 型超短波电疗机基本相同，只是电源电路有些不同和多了一个报警电路。

参见该机电原理图。T_2 是高压变压器，次级交流电经 D_1、D_2 全波整流输出脉动直流高压至振荡管阳极；初级设有四个抽头，用以改变振荡管屏极电压来达到改变输出功率。变压器 T_2 初级的输入受开关 S_{1-2}和继电器 JTX 的 1、2、3 接点控制，继电器 JTX 的工作受机械计时钟 JS 的接点控制，当机械计时器在拨动治疗时间钮离开零位时，JS 接点接通，继电器 JTX 工作，其 1 与 3 接点接通，直到治疗时间完毕，JS 接点离开，JTX 断电，其 1 与 3 接点断开，恢复到 1 与 2 接点相接。这时高压切断，而且变压器 T_3 初级得到供电。

报警电路由变压器 T_3、整流、滤波、稳压、多谐振荡，功率放大和喇叭等电路及元件组成。当 T_3 得到供电，报警电路工作，喇叭发出叫声，告知治疗时间已结束。

（三）DL－CⅡ型五官超短波电疗机

该机是台式、小功率超短波电疗机。主要用于治疗眼、鼻、喉、耳、头及面部

等其它小部位病灶，所以称五官超短波电疗机。

1. 技术规格

输出功率：30～40W

输出频率：50MHz　波长 6m

输入电源：180～230V　50Hz

消耗功率：≯110W

工作时间：连续工作≮4h

环境温度：5～40℃

2. 电路结构及原理

该机振荡电路原理与前面一样，而功率调节采用调栅电路。其电路分析省略。

（四）超短波电疗机的故障与检修

超短波电疗机的故障与检修见表 2-18。

（五）超短波电疗机使用维护要点

（1）每次开机先预热 3～5min，若新机首次使用或更换新电子管，需预热 15～20min 后方可开高压（治疗档），以免电子管受损。

（2）输出电缆线必须插接牢固，两线保持相对平行间距不能小于 10cm，不能打圈或交叉，否则将影响能量输出和烧坏电缆线。

（3）严格执行操作规程，即先开预热，后开治疗；关机时先关治疗，后关预热。不允许在未关断高压情况下切断电源，以免变压器和电子管受损。

（4）连续治疗时，只需关掉高压便可更换下个患者。连续使用时间不宜超过 3h，炎热季节更应小于 3h。

（5）防止受潮、受振，否则变压器受潮漏电，电子管受振漏气或断灯丝或玻壳碎裂等。

（6）定期进行维护检查，及时发现不正常现象，清除机内灰尘，减少仪器故障率。

（7）机器断保险必须立即停止使用待查明原因，排除故障后才能使用。

（8）变压器故障检查步骤：首先用万用表检查线圈内部是否断线，只要有一组断线就得更换或重绕；若线圈是好的，再进行下一步绝缘性能检查。

用兆欧表测量变压器各绕组对地（变压器铁芯）和层间绝缘电阻，一般不应低于 80MΩ，若低于此值，可放入烤箱中至 80℃温度烘烤 48h 后取出，再测绝缘电阻，若提高到 100Mn 以上，说明变压器受潮后绝缘还未击穿，变压器还可继续使用；若仍为 80MΩ 左右，则需更换或重绕。

变压器发热过高，也会使绝缘变坏。检测方法同上。

表 2 – 18　　　　　　　**超短波电疗机常见故障与检修**

故障现象	故障原因	处理办法
整机不工作。即开机后指示灯不亮，电流表无指示	(1) 供电插座无电源供给。 (2) 电源线及插头插座接线开路。 (3) 保险丝管松脱或断丝	(1) 排除供电插座无电源故障。 (2) 万用表检查电源线及插头、座通路情况。 (3) 扭紧或更换保险丝。若仍断保险需排除机内短路
通电后高低压指示灯都亮，但无高频能量输出，电表无指示	变压器输出至振荡电路中存在开路： 变压器线圈霉断，输出引线脱焊等； 整流管烧坏开路，接线脱接； 振荡管灯丝断或灯丝引出线与管脚脱焊； 电子管管脚与管座接触不良； 电流表线圈及分流线脱焊； 计时钟控制的高压开关失控开路。加不上高压	万用表检查线路中通路情况、变压器输出电压及各点的电压是否正常。 更换已损坏器件。焊牢脱焊接点。 电子管引出线与管脚脱焊的焊接需将管脚锉一斜面露出引线然后焊接。 调整管座中卡脚簧片使其与管脚接触良好。 整理计时钟所控开关；或者将此开关短接，采取人工计时
电表有指示，但无高频电能量输出	传输电缆线与输出导子或与电容式电极板断线脱焊，电极板内铜网已断； 一侧振荡管阳极引出线与管帽虚接； 栅极反馈电路开路； 电子管 F – 811 栅极引出线与管脚虚焊	检查电缆线、输出导子和电极板三者的通路和焊接情况， 重焊阳极帽，若阳极引出线较短需起开阳极帽将铜丝缠绕引出线并延长再焊接。 检查栅漏电阻是否断线脱焊，管脚栅极引出脚也重焊，方法同前
输出能量减弱，氖泡置电极板上辉光很弱	电子管老化发射能力低， 电路中存在较大的接触电阻消耗了能量。 输出电缆线部分断线，电极板铜网部分折断。 栅极电阻增大栅压下移 输出线圈偏离振荡线圈耦合变小。	更换新管 检查输出电路中插头、插孔、固定螺母是否松动， 检查电缆线与导子焊接处断线情况，电极板铜网折断需更换完好铜网。 更换变值的栅极电阻，该电阻一般为 3～4KΩ，栅压为 – 4V 左右。 调整偏离的线圈与主振线圈同轴心位置上

故障现象	故障原因	处理办法
两个电极输出不平衡，一强一弱	其中的一侧电缆线部分断，电极板铜网断或接触不良。 输出电缆、电极板不对称	检查两线的焊接点接线情况、电极板情况。 要求两输出电缆线粗细、长度一致，电极板大小、厚薄一致
一开机就断保险	电源线脱落碰机壳短路。 整流管击穿短路 低压变压器受潮层间击穿短路或者层间绝缘层烧坏线圈短路	加强定期常规检修及时排除隐患。 正常硅整流管的反向电阻可在摇表上测试，短路整流管在万用表就可测试。 变压器性能检测见维护要点
开低压预热阶段机器正常，但开治疗高压时断保险	高压变压器受潮漏电或层间击穿短路。 F-811 电子管漏气	变压器问题见后维护要点。 电子管漏气，管内会有云状物且管壁透明度变差需更换
机内有打火吱吱声，或有焦嗅味	调谐电容器片间积尘过多形成放电通路，或者支撑架螺丝松动，片间变位碰片。 高压线与周围物件如机壳或其他电线相距太近或相碰引起高压放电。	定期进行清洁保养，及时排除隐患
振荡管屏极发红	栅漏电阻开路大量电子轰击阳极，致发红	栅漏电阻是个重要元件需经常进行检查
电表指示过大。	mA 表分流电阻接线脱焊	重焊
输出高频能量正常，但电流表指示过低	电表中磁铁退磁，或游丝轴跳出轴孔，或指针被过度打偏变位或表头被卡等电表本身故障	(1) 送厂家或维修部门重新充磁和校验。 (2) 更换新表
变压器发热	高频电流漏入电源，矽钢片质量差磁阻大。变压器制造工艺差	检查灯丝电路旁路电容是否脱焊或短路。更换好性能变压器

四、微波电疗机

能产生波长为 1 ~ 1000mm、频率为 300 ~ 300 000MHz 的特高频电磁波用来治疗疾病的仪器叫微波电疗机。微波疗法是一种定向性电磁波辐射疗法。微波机产生的特高频电磁波通过波导管（或同轴电缆线）和辐射器中的天线辐射至空间作用于人体，穿透人体组织深度可达 3 ~ 6cm，具有镇痛、抗炎、脱敏，改善组织代谢和营养等作用。

为了不同的治疗目的，根据不同波长的微波穿透组织深度的不同，将微波分为

分米波（10～100cm）、厘米波（1～10cm）以及毫米波（1～10mm）三个波段。

（一）W275型微波治疗机

1．技术性能

微波频率：2450±30MHz

输出功率：0～150W连续可调

输入电源：220V50Hz

消耗功率：440W

磁控管：CK－140型

定时钟：0～24min

2．电路结构

本机电路结构主要由电源、微波发生器、同轴传输电缆、辐射器及时间控制等组成，如图2－9所示。

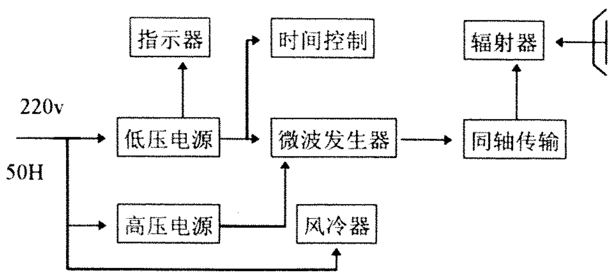


图2－9　电路结构方框图

3．电路分析

参见该机电原理图。

CK－14D磁控管，由灯丝变压器B_2供给5V交流电压；由高压变压器B_1输出1000V高压经D_1～D_4桥式整流、电容器C_1滤波后输出略高1000V的直流负高压至磁控管阴极（阳极接地），磁控管在电场和磁场的共同作用下产生高频振荡，通过高频接头（环形器）和同轴电缆线传输至辐射器，照射病灶。

电路工作过程：揿下开关K_1，2与3接点连通，交流电过保险丝BX_1至：①延时继电器JS－1，电机转动，延时开始，为磁控管灯丝提供4min预热时间；②风扇Ⓓ得电转动，用于冷却磁控管；③灯丝变压器B_2初级得电工作，其次级中的一组次数供给磁控管灯丝电压，另一组次级经JS－1的6、5接点，使预热讯号灯ZD_1得电而亮。

经4min后，JS－1继电器中的棘突将继电器簧片顶向右侧，使接点1、4接通，则J_1继电器得电动作，J_1的3、5接点相接，同时JS－1的5、6断开，而6、7接通，高压讯号灯ZD_2得电而亮，预热灯ZD_1熄灭，提示预热时间已到。

揿下开关 K_2，K_2（b）的 2 与 3 接点相连准备 J_2 继电器自保，K_2（a）转换毫安表分流电路，使之转换 200W 或 40W 两量程。

K_3 为 0 位控制开关，为使磁控管不受高压冲击而设，与调压器 BT_1 轴杆相连动，BT_1 轴杆上旋钮在 0 位时，K_3 的 1、2 接通，使 J_2 得电动作，J_2 的 3、5 接点相连，则使调压器 BT_1 接通电源；同时 J_2 的 6、8 接点也相连，使 J_2 进入自保。

调节 BT_1 旋钮离开 0 位，向高压变压器 B_1 供电，随调压器 BT_1 旋钮的转动电压逐渐升高，磁控管得到高压输出微波能量，输出功率大小随调压器碳刷转动的角度而定。调压器离开 0 点，轴杆上的顶头脱开对 K_3 的顶压，使接点 1、2 离开，1、3 相连，JS－2 得电记时。

JS－2 是电机型计时钟，内部附设继电器，将定时旋钮顺时针方向旋到所需时间位置，然后电机带动齿轮反时针方向转动，走到零位时，机内棘突将继电器簧片向右推动，使 6、7 接点相通，则蜂鸣器得电发出报警声；同时 3、4 接点断开使 J_2 断电，J_2 的 3 与 5、6 与 8 接点都离开，切断了调压 BT_1 的电源，磁控管停止工作，治疗结束。BT_1 旋钮旋回 0 位。

继电器 J_3 起过流保护，当磁控管阳极电流大于 100mA 时（电表功率指示 100W 左右），J_3 动作，由接点 1、2 接通转为 1、3 接通，即磁控管灯丝电压由 5V 降到 3V，指示灯 ZD_2 也转为暗色，防止电子回轰引起的灯丝过热，保护磁控管。

（二）WB－74 型微波治疗机

1．技术性能

微波频率：2450 ± 30MHz

输出功率：＞150W 连续可调

输入电源：220V ± 10%　50Hz

消耗功率：＜500W

磁控管：CK－140 型

环流器：SG－01 型

工作条件：环境温度 0～40℃

相对湿度 $\ngtr$ 85%

定时时间：0～20min

2．电路结构

类似 WZ75 型微波治疗机。

3．电路工作过程

参见该机电原理图。YJ_1、YJ_2 两继电器和 HK 电阻组组成时间控制；继电器 J_1～J_5 和调压器 BT 组成工作过程控制。整个过程分如下几个步骤：

（1）揿下开关 K，继电器 J_1 得电动作，使 J_1—K_1、J_1—K_2 两组接点闭合，至风

扇 M、磁控管灯丝变压器 T_3、报警电路变压器 T_2 接通电源而工作。磁控管灯丝开始预热，调压器 BT 与微动开关 JK 组合成调压器的零位控制，当调压器的旋钮处于。位时 0 与其同步的微动开关 JK 闭合，则继电器 J_6 得电动作，J_6—K_1 接点闭合使延时继电器 YJ_1 得电工作进行 3min 延时控制着磁控管灯丝的预热时间；同时 J_6—K_2 接点也闭合为下步响讯器接通电源作通路。

（2）3min 预热时间到后，延时接点 YJ_1—K 闭合，使继电器 J_3 得电动作，J_3—K_1 接点闭合使 J_2 得电动作，J_3—K_2 接点闭合自保 J_3，J_3—K_3 接点使高压指示灯 LP_2、响讯指示灯 LP_3 和响讯器都得电工作，提示预热时间已到，可以进行高压操作。再由于 J_2 已得电工作，J_2—K_1 接点闭合自保 J_2，J_2—K_2 闭合使 YJ_1 继电器充放电时间回路短路免除连续使用时 3min 预热。此时调节调压器 BT 旋钮离开 0 点，同轴的顶压微动开关 JK 接点的顶突也随之离开使 JK 接点开路，则继电器 J_6 断电，J_6—K_1 接点开路恢复到常闭接点，使 YJ_1 电源切除，而 YJ_2 获得电源开始计时（事前已将 HK 旋钮拨至预置时间位置）。

（3）调节 BT 的旋钮，使高压变压器初级电压由。逐渐上升，对应的次级高压也开始上升，经硅整流器整流后，负高压加到 CK－140 阴极上（阳极接地），当负高压加至管子起振值时，磁控管输出微波能量，再调 BT 旋钮直至所需功率（由对应的电流表指示），经环行器、同轴传输电缆和天线（辐射器）输出微波能量照射至人体。

（4）预定时间到后，YJ_2—K 开路，J_3 继电器切断电源，使 J_3—K_2 断开，高压切除，磁控管停止工作。J_3—K_3 恢复到常闭，LP_2 断电熄灭，响讯器得电工作，发出呜叫，提示治疗完毕。

（5）调节 BT 加到 0 位，JK 又闭合，J_6—K_2 接点闭合，呼叫指示灯 LP_3 和响讯器都断电停止工作。因 J_2—K_2 仍闭合，短路着 YJ_1 的充放电回路，故 10s 后，YJ_1—K 动作，使 J_3 继电器工作，又开始前述动作。

R_{22}、R_{21} 电阻，C_1、C_2 电容，J_4、J_5 继电器是串在高压回路内，调节 R_{22} 使之电流在 100mA 时，J_5—K 动作，使灯丝电压由 5V 变为 3V。调节 $R_2$1 使 J_4 继电器当电流为 150mA 时，J_4—K 动作，切断 J_3 电源。从而保护磁控管不因过载而损坏。

（三）常见故障与维修

微波电疗机常见故障及维修见表 2－19。

表 2－19　　　　微波电疗机常见故障与检修

故障现象	故障原因	处理办法
整机不工作	(1) 供电设备故障无电源供给。 (2) 电源进线断线。 (3) 插头插座接线脱接。 (4) 保险丝断。 (5) 电源开关坏	(1) 排除供电设备故障。 (2) 检查电源线通路及插头插座接线情况。 (3) 更换保险丝。 (4) 更换新开关
开机后指示灯亮，但无微波能量输出，电表无指示	(1) 继电器接点有污垢接触不良。 (2) 灯丝变压器断线或引线脱焊，线路不通。 (3) 调压器碳刷磨损或线包烧断加不上高压。 (4) 硅整流堆烧坏无高压输出。 (5) 高压电路引线脱焊或断线。 (6) 磁控管灯丝断、磁控管环	(1) 继电器接点接触不良为最常见故障，需及时和定期清理接点。 (2) 更换或重绕灯丝变压器。焊接牢脱焊的引线。 (3) 已磨损的调压器碳刷可用旧干电池碳棒自制代换，烧坏的线包可重绕或部分重绕。 (4) 更换已坏的元件 (5) 机底加网防鼠害咬电线
电表有指示，而辐射器无输出	(1) 同轴电缆两端与接头及辐射器未接好 (2) 环流器烧坏 (3) 同轴电缆线使用日久内部断线	(1) 从磁控管输出端至环流器、传输电缆、辐射器之间每个接头处必须衔接牢靠，不得有松动，否则损坏磁控管和环流器。 (2) 更换同规格电缆线
输出不稳，电表摆动	(1) 电源电压波动过大。 (2) 调压器碳刷与线包接触不良。 (3) 输出线等线路中有接触不良。 (4) 灯丝电压低。 (5) 磁控管漏气极间放电、热碰等	(1) 改善供电条件如设交流稳压器等。 (2) 及时和定期清理调压器碳刷与线包接触面上的碳沫。 (3) 检查线路通路情况。 (4) 更换灯丝变压器。 (5) 更换磁控管
微波能量输出过小	(1) 输出连线、接头接触不良引起接触电阻大。 (2) 磁控管性能减退。 (3) 磁控管阴极衰老发射能力低 (4) 电源电压低 (5) 传输电缆与芯线部分已断， (6) 磁控管的磁铁磁性减退	(1) 检查线路通路中接触电阻应 $<0.5\Omega$ (2) 检查传输电缆两端高频接头的内外套松紧情况，若松需用缩规整形，或用镊子夹一下。 (3) 属磁控管本身问题只能更换新管 (4) 更换新磁铁或重新充磁。CK－140 型磁控管的磁铁磁场强度约 2500 高斯左右

故障现象	故障原因	处理办法
电流表指示过大和断保险	（1）磁控管漏气或内部短路。 （2）磁铁严重退磁。 （3）高压电路内元件击穿短路。 （4）变压器受潮绝缘度降低	（1）更换新管 （2）磁铁重新充磁或更换。 （3）检出短路处。 （4）对受潮变压器进行干燥处理，80℃烤箱内烘烤 48h 左右再进行性能测试
传输电缆线发热	（1）电缆线与高频接头接触不良能量损耗。 （2）电缆线部分断线。 （3）辐射器内辐射天线脱落	（1）经常检查接头部分接触情况，杜绝接触不良情况。 （2）更换电缆线。 （3）焊接好已脱落天线，并且最好是银焊或铜焊
吹风机不工作	（1）转轴上润滑油干涸 （2）电机故障 （3）线路中有开路	（1）定期加润滑油。 （2）更换电机 （3）排除电路中开路处
响讯器鸣叫不正常或不鸣叫	（1）继电器接点或线路中存在接触不良。 （2）喇叭线圈霉断	（1）检查相应的继电器接点接触性能。 （2）重绕喇叭线圈或更换新品。
计时不准确	（1）电机计时钟线圈绝缘性能改变使转子速度改变。 （2）机械计时钟中发条弹性变差。 （3）电子定时钟中电阻值改变	（1）重绕线圈或更换新品。 （2）更换新品。 （3）采用高质量电阻更换

（四）微波电疗机使用维护要点

（1）合理选用辐射器，接好电缆线并固牢在支架上。严禁在未接好等松动情况下开机，以防空载损坏磁控营。

（2）患者治疗时治疗部位不应有金属物品，头部治疗时应戴防护眼镜，下腹部治疗时应用金属保护网遮盖好生殖部位。

（3）使用场所应通风良好、防尘烟、污染、热源、磁源、潮湿，避免撞击和振动。

（4）机内风扇每月加油 1 次，若风扇不转动严禁开机，以免磁控管散热不良而损坏。

（5）每日检查辐射器有无输出，若无则停止使用，排除故障后方可使用。

（6）连续使用时间宜小于 4h。

（7）机器长期未用，应做定期检查并通电训机，训机时功率不宜开过大，一般在 30mW 以下，连续通电 2 ~ 3h。

（8）定期维护，一般每 2 个月清扫 1 次机内灰尘，及检查元件是否松动、有否异常等。

（9）维修时，在取出和安装磁控管时，需特别小心，稳拿稳放，工作场所内不应有磁性物体以及铁屑、金属粉末等杂物；阴极接负高压不能搞错，固定螺钉和接套时不能过紧过松，过松会导致输出阻抗失配，过紧导至玻璃封接部损坏报废磁控管；有环行器的磁控管，更换环行器时，环行器的三个端子不能接错，有“ 3 ”字的端子为输入端，该端对准磁控管的输出端插头然后固定牢固。

（10）操作者严格遵守操作规程及维修保养制度，以保仪器的正常运行和延长使用寿命。

（11）微波电疗机的 0 位控制是至关重要的，是为保护磁控管免受高压冲击而设，所谓“ 0 ”位，即是使磁控管的高压由 0 开始逐渐升高，厨以每次治疗完毕后必须将功率输出旋钮旋回到 0 位。

第三章　磁 疗 机

利用磁的特性作用于人体的特定部位或经络穴位达到治疗疾病的方法称生物磁场疗法。目前所应用的有恒磁场、旋转磁场、脉动磁场、交变磁场 4 种形式。恒磁场以磁性材料做成永久磁体而获得，除此以外的其它几种均需电能转换而得，因而有各种型号磁疗机。

一、CL－3 型磁疗机

该机是一种低频磁疗机，结构简单，由电源控制箱和磁头两部分组成，具有旋转、脉动和交变 3 种形式。

（一）技术性能

工作条件：环境温度　－10～40℃

　　　　　相对湿度　≤90%

输入电源：220V±10　50Hz

磁头性能：见表 3－22～表 3－25

消耗功率：275W

连续工作时间：4h（负载 200W）

（二）控制箱电路分析

参见该机电原理图。

变压器次级有两组输出：一组经 D_5～D_8 桥式整流后供给 X－Z 磁头直流电源。X－Z 型磁头是配有微电机的旋转磁头，是在一圆形胶木块上嵌入 2～4 片恒磁片，其中心固定在电机轴上，通上直流电后电机带动胶木块转动，获得旋转磁场。另一组设有 5 个抽头，将电压分成 25V、35V、45V、55V、65V 等 5 个档次又分两组输出。一组经 K_4 波段开关至两并联插孔 CK_1 和 CK_2，供给 E－22 型磁头获得交变磁场；再一路交流电由 K_5 波段开关经 D_1～D_4 桥式整流成脉动直流电至两串联插孔 CK_3、CK_4 供给 E－22 型磁头获得脉动磁场。E－22 型磁头是用“山”字形矽钢片做铁芯，在其窗口绕以漆包线、磁路开口式的铁磁线包安装在一特制外壳而成。

脉动、交变磁场的强度调节由变压器抽头提供不同的电压而实现，并由 K_2 开关、二极管 D_9、D_{10}和电压表组成电压指示电路。

（三）常见故障与维修

CL－3 型磁疗机常见故障与检修见表 3－1。

二、MCL－1 型脉冲磁疗机

该机电路设计产生正、负交替的脉冲电流输入磁头，使磁头产生磁极性交替变化的脉冲磁场作用机体，其交替的频率为 0.1Hz，周期性工作时间为 0～15min 连续可调。该机壳体装有两只机械臂，磁头安装在机械臂上，可在三维空间中灵活运动，操作方便安全。

表 3－1　　CL－3 型磁疗机故障与维修

故障现象	故障原因	处理办法
磁头上无磁场产生，电压表无指示	无电源供给 开关 K_1～K_5 接触开路	检查电源进线至变压器初级通路。 测量变压器输出电压是否不正常 排除开关接触不良问题
电表有指示但无输出	CK_1～CK_5 插座接线脱线 连接磁头导线断路。	重焊重接
断保险管	（1）整流二极管击穿短路 （2）输出插孔内簧片相碰短路 （3）电源变压器烧坏短路	（1）更换元件 （2）重新绕制变压器
旋转磁头电机不转	（1）Bx3A 保险管断 （2）D_5～D_6 二极管坏 （3）开关 K_3、插孔 CK_5 及磁头导子接触不良 （4）微电机碳刷磨损	（1）万用表检查元器件性能和各点通路。 （2）更换电机碳刷

表 3－2　　磁头主要数据

磁头型号	铁芯截面（cm^2）	导线		匝数	直流电阻
		型号	线径		
E－22	2.2×2.2	QZ	Φ0.51	950	10Ω
I－20	2.0×2.0	QZ	Φ0.51	3000	35Ω

表 3－3　　　　　　　　　　E－22 型磁头主要性能

电压调节位置	输入电压（V）	交变磁化电流（A）	脉动磁化电流（A）	磁头饫芯最大磁场强度		磁头铁芯中心磁场强度		磁场穿透距离※	
				交变（GS）	脉动（GS）	交变（GS）	脉动（GS）	交变（mm）	脉动（mm）
1	25	0.45	0.78	600	1400	300	700	15	25
2	35	0.66	1.10	900	1900	450	950	18	28
3	45	0.86	1.40	1200	2400	600	1200	22	30
4	55	1.05	1.70	1500	3000	750	1500	26	36
5	65	1.20	2.10	1800	3600	900	1800	30	39

※测试条件：保持磁场强度 100GS 时的测试距离

表 3－4　　　　　　　　　　I－20 型磁头主要性能

电压调节位置	1	2	3	4	5
脉动磁化电流（A）	0.6	0.8	1.0	1.2	1.4
铁芯最大磁场强度（GS）	1000	1500	2000	2500	3000
穿透距离（mm）	14	18	22	26	30

表 3－5　　　　　　　　　　旋转磁头主要性能 X－Z

磁片成份	静念慨场强度（GS）	功态蜒场强度（GS）	电机工作电压（DC·V）	电机消耗功率（W）	电　机转　速（r/min）	磁场穿透距离（mm）
钐钴合金	≥3000	≥800	18～27	8	＞6000	22

（一）技术性能

输入电源：220V±10%　　50Hz

输出功率：≮120W

输出电压：双磁头：80V、60V、40V、20V、

　　　　　单磁头：100V、75V、50V、25V。

交替频率：0.1Hz

工作条件：环境温度　－10～40℃

　　　　　相对湿度　85±3%以下

（二）电路结构

电路结构由电源变压器、半控桥式反并联整流电路、继电器控制电路、音响电

路和机械定时器等组成。图 3-1 是该机电路结构方框图。

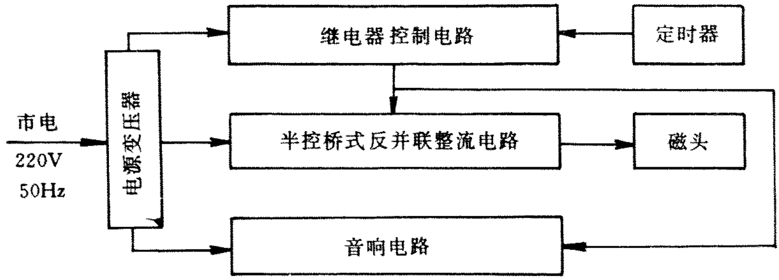


图 3-1 MCL-1 型脉冲磁疗机原理方框图

（三）电路分析

参见该机电原理图。

1. 半控桥式反并联整流电路　二极管 $D_{17\sim18}$、可控硅 $SCR_{1\sim2}$ 及二极管 $D_{19\sim20}$、可控硅 $SCR_{3\sim4}$ 分别组成两个半控桥式整流器且反向并联在一起。变压器 T_1 次级 3、4 端子和 7、8 端子分别输出 6V 交流电经 $D_{5\sim8}$ 和 $D_{9\sim12}$。分别整流滤波后分别提供两半控桥式整流器可控硅控制极控制电位；次级 5～27 端子和 9～31 端子分别输出 4 档次高压供给整流器高压电源。由于定时器内齿轮结构的控制，当使 J_1 继电器通电时 J_1 的 $J_{1\sim1}$，接点闭合，可控硅 $SCR_{1\sim2}$ 的控制极对其阴极为正电位，$D_{17\sim18}$、$SCR_{1\sim2}$ 构成的整流器导通，向磁头输出正向脉冲电流，由中“0”电流表Ⓐ左边指示电流数值，定时钟走过 10s 后，J_1 继电器断电，J_2 继电器接通，J_{2-1} 接点闭合，使 $SCR_{3\sim4}$ 的控制极对其阴极为正电位，则第二个半控桥整流器导通，向磁头输出反向的脉冲电流，由中“0”电流表Ⓐ的右边指示，如此循环下去，在磁头上获得正反交替变化的脉冲磁场用以治疗。在此过程的同时。相应的指示灯 XD_1、XD_2 也随之交替闪亮以示两整流器的正常工作状况。通过调节 K_2 波段开关。以改变两整流器的电源电压从而改变输出脉冲磁场的强弱，适应不同的治疗剂量。

2. 继电器控制电路和定时器　继电器 J、J_1、J_2 电源由变压器 T_1 的 1、2 两端子输出 12V 交流经 $D_{1\sim4}$ 整流 C 滤波后供给。机械计时器内部的齿轮结构控制着三个继电器的工作状况，使 J_1、J_2 轮流交替工作，其交替周期为 10s，使半控桥整流器随此周期交替整流；使 J 的接通其所控接点 J_{2-1} 断开切断振荡器电流。

3. 音响电路　由晶体三极管 BG、脉冲变压器 B_2 和蜂鸣器等组成。其中 BG、L_1、L_2 和 L_8 构成电感三点式振荡器；变压器 T_1 次级 11、12 两端子输出 4V 交流经整流滤波后通过 J_{-1}，接点供给振荡电路电源。当机械计时器拨向计时位置时，定时器接点 14 闭合，继电器 J 得电工作使 J_{-1} 接点开路，直到治疗时间到，定时开关 14 被顶开，J 断电，J_{-1} 接点闭合，振荡器得电工作，通过 L_3 耦合振荡电压加到压

电陶瓷片 FM 发出音响报警治疗时间到。关掉电源开关 K_1 整机停止工作。

该音响电路有一缺点，即在继电器 J 断电期间，J_{-1} 始终闭合，若非关断整机电源开关 K_1，则蜂鸣器总处在鸣叫状态。因此需在整流输出端加装一个手动开关 K_3，如图 3－2 所示。在计时器未拨至计时前将此开关打开断开振荡器电源，在拨至计时后闭合此开关，此时且 J_{-1}，是开路的。待计时到时后，J_{-1} 闭合，振荡器接通电源便报警，然后操作者再打开手动开关 K_3，则克服上述缺点。

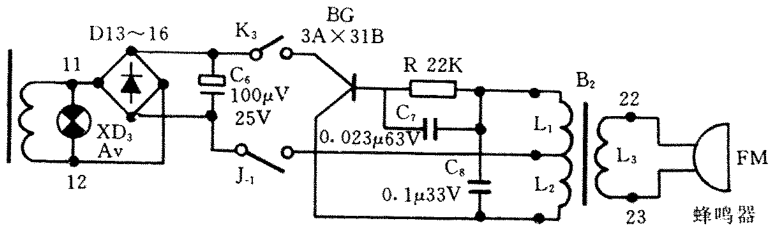


图 3－2 MCL－1 型脉冲磁疗机音响电路加 K_3 示意图

（四）常见故障及维修

MCL－1 型脉冲磁疗机常见故障及维修见表 3－6。

表 3－6 MCL－1 型脉冲磁疗机故障及维修

故障现象	故障原因	处理办法
无输出，电流表不指示	无电源供电 定时器动作失灵，J_1、J_2 不工作； 半控桥整流器元件损坏	检查电源进线及插头插座接触问题，电源保险丝的问题；检查变压器 T_1 输出电压是否正常；检查整流输出电压；继电器线圈是否断线，接点是否接触良好；机械计时器内部结构是否坏或不正常等；检查二极管和可控硅是否损坏
只有单向脉冲磁场输出，电流表只有单向指示	若正向有指示则问题在负向那一部分元件损坏或接触不良，否则就在另一向。 也可依据 XD_1 和 XD_2 那个闪亮来判定那一侧	检查定时计，继电器 J_1、J_2 是否正常；检查二极管和可控硅的性能。 输出插头、插座接触情况，输出导线是否断开；磁头线圈是否断线
治疗时间到无音响报警声音	计时器开关未断开； 振荡器不工作；压电陶瓷片损坏	计时器开关常期使用变形需调整； 排除振荡器电路故障； 更换受损元件

故障现象	故障原因	处理办法
治疗时间到，不停止输出	机械定时器坏	若是机械计时器内机件被卡，经过整理可恢复正常使用，否则更换新品

第四章　康复治疗仪器

一、CZT－3 正弦调制超声中频电同步治疗机

正弦调制的超声波（脉动的声能）与正弦调制的中频电流（脉动的电能）联合（同步输出）并同步（同相位）叠加输出，二种能量同时作用于人体，以达治疗疾病目的的方法称正弦调制超声中频电同步又叠加疗法。该机也可单独使用超声治疗、调制中频电疗、超声波药物透入或调制中频电（半波）药物离子导入等治疗。

（一）技术指标

1. 超声部分

载波频率：800KHz ± 5% 正弦波，

包络脉冲频率：100Hz 连续脉冲包络波为正弦波；50Hz 间断脉冲，工作比为 1∶1。

声强输出：0.25 ~ 2.25W/cm^2 分 9 档可调，每档改变 0.25W/cm^2。

2. 调制中频电部分

载波频率：分 2Hz、4Hz、6Hz 三档可调，波形为正弦波

包络脉冲频率：100Hz 连续调制，包络波为正弦波；50Hz 间断调制、工作比为 1∶1

波形变换：连调、间调和全波、正、负半波组合可得 6 种波形

输出电流：当负载为 500Ω 时，半波形的额定输出电流为 30mA，全波形电流加倍

3. 输出波组变换超声的两种工作状态与调制中频电流输出的 6 种波形组合并同步叠加输出可得 12 种波组。

4. 电源电压　220V　50Hz。

（二）原理框图

该机原理框图见图 4－1。

（三）电路原理

1. 调制中频部分参见调制中频部分电路原理图。

（1）振荡电路：采用 RC 桥式振荡器，由 BG_1，BG_2 二级阻容耦合低频放大器和

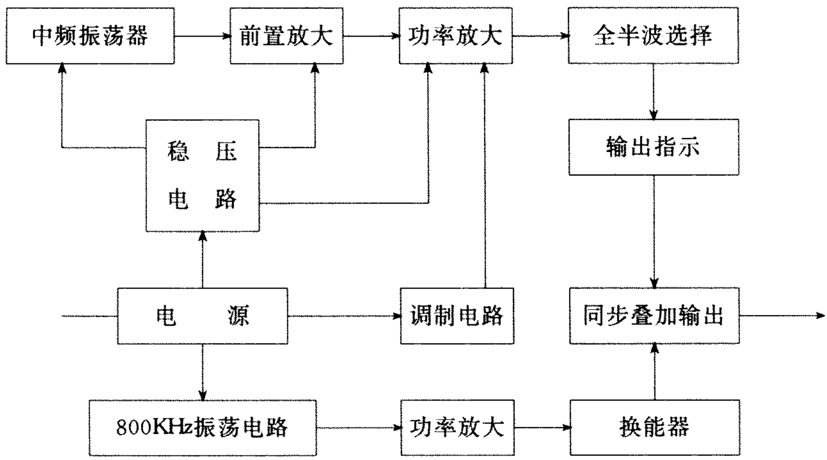


图 4－1 原理方框图

RC 串并联选频网络组成。其中 W_1 和 500Ω 电阻串联来实现频率微调，使振荡器工作在 4KHz。$R_2$1 采用 RR_{527A}。热敏电阻，它随温度升高电阻变小，从而自动稳定振荡幅度。

（2）前置放大电路：主要由 BG_3、BG_4、BG_5 和 B_1 组成，该级将振荡电路输出的信号放大。前置放大器与功率放大器之间，采用变压器耦合进行阻抗变换的。

（3）功率放大与调幅电路：本级由 B_1、BG_6、BG_7 和 B_2 组成乙类推挽功率放大电路。由 B_1 耦合到 BG_6、BG_7 基极的正弦波信号，由两管交替工作放大后，再经 B_2 输出至下一级。

其调幅电路由变压器 B_3、整流器 $BG_1$3 和分压器 W_4 所组成。通过改变 BG_6、BG_7 的集电极电压，以达到调幅目的，其调制深度由 W_4 来控制。

（4）稳压电源：采用串联型负反馈稳压电源。

2. 超声部分　参见超声部分电路图。

（1）振荡电路与换能器：以电子管 G 为振荡管构成互感回授式振荡电路。G 的板极接地，阴极接－700V 高压，LC 振荡电路置于板地之间，可产生 800KHz 的电振荡，波形为正弦波。因电声换能器接于振荡回路中，所以振荡电压加到压电晶体 Q 的两端后，根据逆压电效应，则由 Q 将 800KHz 的电振荡转换为 800KHz 的超声波输出。

（2）调幅电路与电流指示：超声工作状态由 K_5 选择。电流表指示振荡电路的电流，供治疗时参考。

（四）故障与检查

1. 调制中频部分

（1）保险丝烧断：①多数是 BG_6 或 BG_7 击穿。由于 Ec = 20V，工作时 BG_6、BG_7 两只管的反向电压较高，若使用中负载未接好或输出旋钮未至零位，均可造成击穿现象。修理时，如换上一只保险丝仍烧断，则应取下 BG_6、BG_7 检查。②C_{10} 电解电容电太大或 BG_{13} 桥式整流组合管坏，也会引起保险丝烧断。检查时，应断开供给振荡板上的电源线，即让稳压电源在空载下开机，如保险丝烧断，多是 C_{13} 漏电大或 BG_{13}，损坏造成。

（2）指示灯不亮，机器无输出：需检查电源自插头至整流稳压电路，在确定故障所在后排除。

（3）电源正常无输出：首先确定有无中频振荡，如无振荡，则应检查 RC 桥式振荡电路各元

（4）振荡频率不准确：这是由于选频网络中的电阻、电容数值发生变化而造成的。通过调节电位器 W_1 可以调整振荡频率。

（5）输出不稳定：①振荡管 BG_1 反向漏电太大而造成工作点漂移，必要时取下 BG_1，在 JT－1 型晶体管特性图示仪上检查，如属管子问题，应换新品。②输入电源电压低于 187V，即超过允许值时，不能保证仪器正常工作，也会出现输出不稳定现象。如输入电压正常，但直流稳压器不能保证 20V 直流电压输出，也会造成输出不稳。检查时，应先用万用表测量输入、输出电压，发现异常的地方，应及时修复。③输出线夹子和电极板接触不良，或由于包电极板的纱布干燥，使导电不良，也会引起不稳或跳动。

2. 超声部分除超声换能头外，其余与一般高频电疗机相似。具体检查方法见超声波治疗机部分。

二、WFB－Ⅳ型体外反搏装置

反搏是一种机械力的作用，通过体外机械辅助装置压迫动脉，使血液有规律地反流向主动脉，反流向心脏，从而增加冠状动脉血流灌注，改善脏器供血。实现这一目标是靠四肢序贯性体外反搏装置。电脑监控系统以病人心电 QRS 波为基准讯号，反搏时这种规律的序贯式充、排气与心脏跳动严格同步。

（一）性能参数

（1）抗干扰能力（CMRR）＞105db；

（2）双踪三信号监控器，同步显示心电、充排气信号及脉膊波；

（3）扫描方式为记忆波，可冻结图象，便于观察和发现异常波形；

（4）电脑完全跟踪心电 QRS 波，实现全同步；

（5）心率显示方式为数字显示；

（6）数码报警，自动停止反搏；

（7）有心电脉搏记录输出；

（8）电源、泵及台车均为 220V 交流。

（二）工作原理

图 4 – 2 所示为整机工作框图。

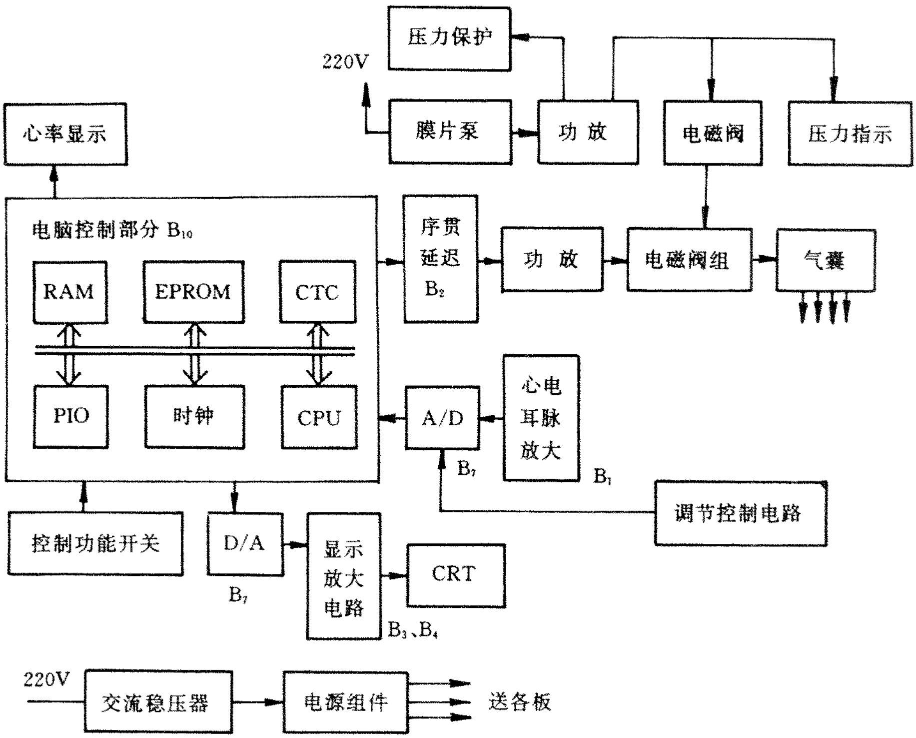


图 4 – 2 整机原理框图

电脑执行 EPROM 上的反搏治疗监控程序，程序指挥 CTC 定时中断。经放大的心电耳脉信号、工作中之充排气调节量均送入 A/D 电路转换。电脑定时采样 A/D 转换送来的数字信号后，顺序贮入 RAM 中，经处理后，检出心电 QRS 波，计算好心率，送往心率数字显示，并跟踪心率变化值，随时计算理想充排气时间，按时发出充气排气触发信号到序贯延迟电路。PIO 接口送出心电耳脉（或充排气）波形信号，经 D/A 转换后送到 CRT 显示。充排气触发信号经序贯延迟处理后，送功率放大，操纵充、排气电磁阀组各阀顺序开启和关闭。

贮气箱中的无油气体由膜片泵输入，压力超过一定值时，压力保护阀将起作用。

各部分工作电源由电源组件供给。

（三）电路原理

整机电路参见该机的整机电路方框图。

由心电耳脉放大器（B_1）、ADA 接口板（B_7）、计算机板（B_{10}）、延迟序贯板（B_2）、通道放大板（B_3）、高压消隐板（B_4）、充排气电磁阀驱动器、稳压电源等组成。

1. 心电耳脉放大器　参见 B_1 板电路原理图。

（1）心电放大电路：如图 4－3。

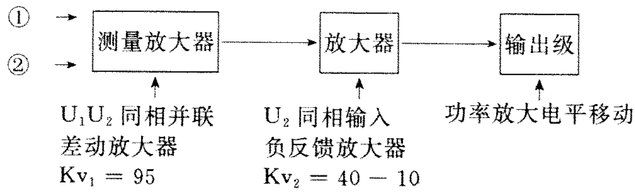


图 4－3　心电放大电路框图

（2）耳脉放大器原理如图 4－4。

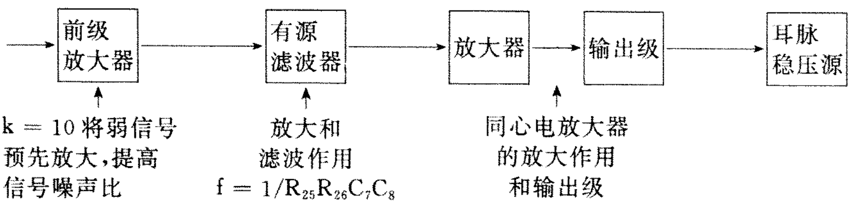


图 4－4　耳脉放大器原理框图

耳脉灯稳压电流产生一稳定光源，经过耳朵或指脉搏调节光的强弱，由硅光电池将接收脉搏波调制的光信号转换成电信号，输入到前级放大器。

2. 延迟序贯（B_2）工作原理　参见 B_2 板电路原理图。

计算机发出充、排气触发信号至延迟序贯板，延迟序贯电路产生分别延迟 50ms 的三个充气信号，每个信号的宽度约为 100ms。延迟序贯信号是由两块 $74LS_{123}$ 双单稳多谐振荡器组成。

$1U_1$、$2U_1$、$1U_2$、$2U_2$ 为四个单稳态电话，其工作原理如图 4－5 所示信号表示。

由 Q1U1、Q2U2、Q1U2 分别送出充Ⅰ、充Ⅱ、充Ⅱ及计算机送来的排气信号；均经过一集成运放作功率放大，推动电磁的开关管。Q1U1、Q2U2、Q1U2 分别为充Ⅰ、充Ⅱ、充Ⅱ指示信号。

3. 通道放大器电路板（B_3）　参见 B_3 板电路原理图。

由 Y 轴及 X 轴放大器两部分组成，见图 4－6。

（1）Y 轴放大器：B_{10} 板送出上下线分离的通道信号送入 U_1 放大，模拟心电充排气信号送入 U_2 进行放大，由 R_4、R_5、R_{10}。合成电路合成电压信号经 V/I 变换器（U_3、T_1、T_2）输出合成电流信号，送到偏转线圈产生磁场。

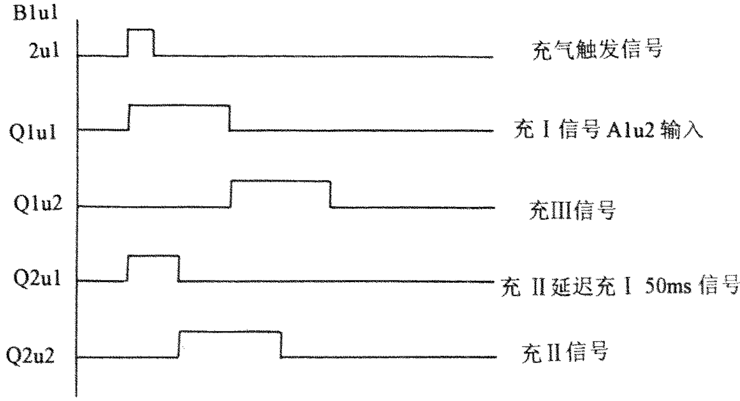


图 4－5　延迟序贯工作原理图

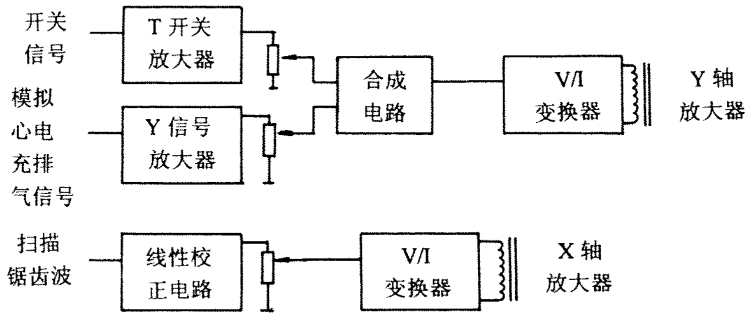


图 4－6　通道放大器原理框图

（2）X 轴放大器：由线性校正电路及 V/I 转换电路组成。由计算机送来的扫描锯齿波，其幅度为 0～8V_{P-P}，线性都比较好，但由于放大器、偏转线圈及显象管产生非线性失真，需要进行校正。

校正后的扫描信号，由电位器调节输出 V/1 变换器，经功放输 X 轴扫描信号。

4．高压消隐板（B_4）　参见 B_4 板电路原理图。

高压消隐板电路完成显象管显示波形所需各种高压。其框图如图 4－7 所示。

（1）振荡器：典型的电感三点式振荡器，由 T_1 及周围元件组成，改变电感量可改变频率，改变 C_1、C_2、R_2 可改变频率及占空比，输出送到推动级。

（2）推动级：是一级变压器耦合输出变压器，T_2 起开关作用，脉冲经过变压器耦合到次级输出。

（3）输出级：T_4 管组成，经高压变压器 B_2 升压可输出 10KV、100V、400V 电压。

（4）整流：在高压变压器不同抽头，经整流滤波产生三组直流电压。

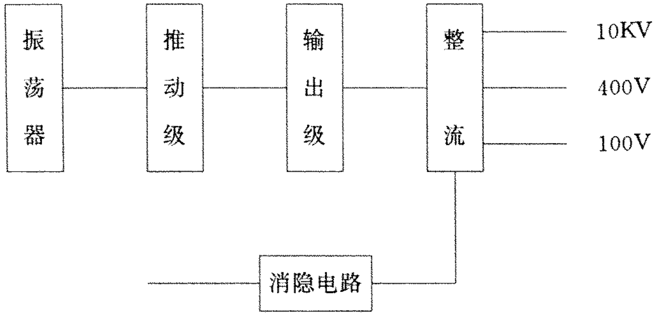
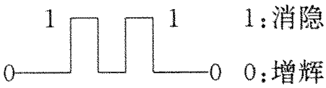


图 4－7　高压消隐板凉理框图

（5）消隐电路：消隐电路由一级晶体管 T_3 放大器组成，输入由计算机送来的消隐信号及光标信号。



输出送到显象管阳极，低电平为增辉，高电平为消隐。电位器 W_1 为亮度调节。

以上讨论了通道放大器板及高压消隐板，它们共同组成了仪器的显示部分。

5. 稳压电源电路　参见电源电路原理图。

选用三端集成稳压源 7815、7812、7805 构成 +15V、 +12V、 +5V 稳压；7915、7912 构成 –15V、 –12V 稳压。电路中，采用扩大负载稳压器来提高电流，设有短路保护电路、过压保护电路。

6. ADA 电路工作原理（B_7）　参见 ADA 电路原理图。

B_7 板电源： ±12V、 +5V（由 +12V 稳压而产生）。

各芯片的作用及相应的功能如表 4－1。

7. 计算机电路（B_{10}）　参见 B_{10} 极电路原理图。

B_{10} 板是反搏器控制中心，外界输入信号经过 $PIOU_5$ 及数据线 D_0 – D_7 进入 B_{10} 板。

各芯片的作用及相应的功能如表 4－2。

表 4－1　BT 板各芯片及功能

芯片作用	功　　能
U_3 和电阻网络（R_{20} – R_{39}）分别完成 Y 轴、X 轴数字信号的 D/A 转换，U_{10} 为 A/D 芯片，把心电耳脉信号及充排气调节量转换成数字信号	完成四路信号的 A/D、D/A 转换
B_{10} 板 P_{10} 的 PA_7 口触发 U_{11}	产生 120ms 宽的排气信号
U_7 放大 U_3 D/A 转换后的 Y 轴信号	产生 Y 轴扫描信号

芯片作用	功　　能
U_6 放大 U_{13} 及电阻网络 D/A 转换的 X 轴信号	产生 X 轴扫描信号
U_{12} 是双单稳电路，第七脚输出 T 信号另一半（10～15 脚）用来驱动定时灯亮	产生通道选择信号及定时信号
U_2 触发 U_5 产生游标信号，U_4 产生 5ms 正脉冲与 U_5 经 U_8 复合输出	产生复合消隐信号。

表 4－2　　　　　　　　B10 板各芯片作用及功能

芯片作用	功　　能
U_{12} －段码，U_{11} －位码，	心率显示
经 PIO 的 B 口送出 Y 轴二进制数据，经 U_{24} 的 Y_7 送出 X 轴计数脉冲，经 U_{24} 的 Y_6 送出通道信号	控制波形显示
经 PIO 的 A 口送出充排气触发信号，面板开关状态经 PlO 的 PA_0 —PA_6 进入 B_{10} 板，A/D 转换结果经数据线进入 B_{10} 板的 D_0 —D_7	控制输出信号

（四）机械原理

如图 4－8 所示。

膜片泵产生压缩空气作反搏气源，压缩空气通过管道进入贮气箱，后进入配气箱电磁阀，通过电磁阀的开关作用，对床面气囊进行充排气。调整调压阀，可使治疗时压力保持在需要的范围内（压力表指示压力大小），多余的压缩空气经过调压阀从消音器排出，当压力超过一定值时，安全阀自动打开，起压力保护作用。

治疗时，压缩空气序贯对小腿、大腿、臀部气囊充气。各种气囊充气时间为 100ms，冲气阀关闭，充气终止。排气阀工作，时间为 120ms，排气阀关闭，至此完成一个充排气过程。

（五）常见故障及维修

1. **心电、耳脉放大器板**　该板所有集成运放的输出端电压均在 0～100mV，测量时应从前至后逐级查找。若哪级偏差比较大，或者处在饱和式截止，或运放输出端无摆动现象时，可能是运放的故障，需更换。输出级⑧～⑤应为 2～2.5V，否则是工作点改变或晶体管坏。

2. **延迟序贯板**　正常工作时，测量所有输入、输出及各单稳电路的 Q 和 $\overline{Q}$ 端有零点几到 1V 的电压摆动，如无此现象，可能是集成块坏，需更换。

3. **通道放大器板**　Y 轴放大器中，无开关信号时，U_1、U_2 输出端为饱和或截止，即约 ±12V，有信号时的情况如表 4－3 所示。

4. **高压消隐板**　判断高压是否正常，主要测量⑤脚电压，若电压在 360—400V 之间，高压基本上正常。若⑥脚无电压或电压偏低时，可按下述步骤进行检查：

（1）检查振荡级。用示波器测量 T_1 的集电极，正常时波形为周期 60uS 的方波；

用万用表测量集电极对地电压，正常时为 1.9±0.2V。

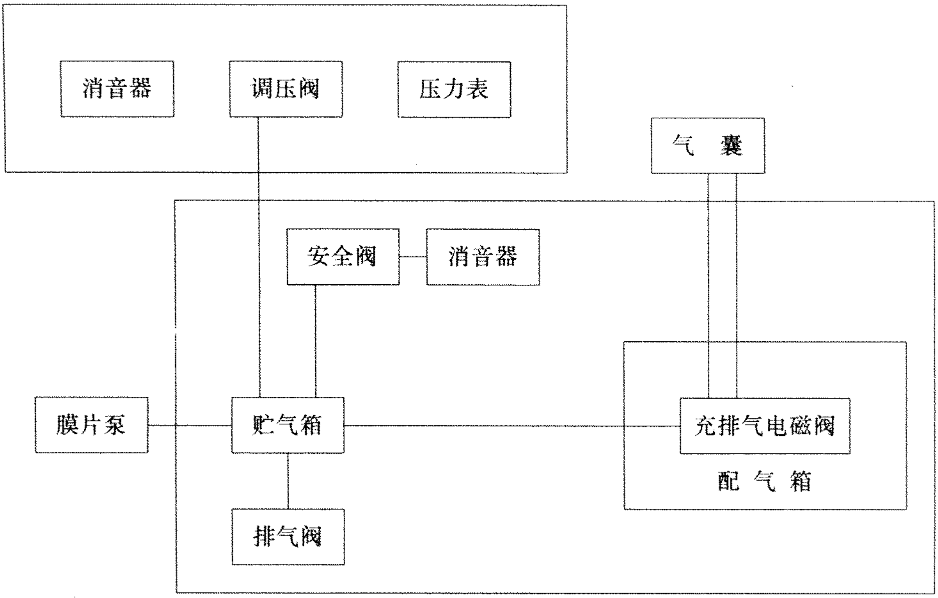


图 4-8 机械部分原理框图

表 4-3 通道放大器板故障及排除

正常时测量	故障及排除
U_1 输出端 -1.9±0.3V U_2 输出端 0±0.3V	若偏差较大时可更换
U_3、U_4 输出端 +1.2±0.3V 偏转线圈 2、3、4、16、17、18 均为 ±12V	若偏差较大时可更换 可将 U_3、U_4 运放取出，将 5、6 接地，测量 2.19 为 ±2V 之间，故障出在 U_3、U_4，若 2、19 两点电压超过 ±2V 时，故障在 T_1、T_2、T_3、T_4
测示 B_3 -1+10 及 $B_{3\sim21}$	应得到相应波形
	其它故障可考虑元件虚焊、短路等问题

（2）检查推动级。正常时，用示波器测量 T_2 集电极波形与振荡级相同，幅度为 $20V_{P-P}$ 的方波，用万用表测量 T_3 基极对地电压，应为 -0.6V 左右。

（3）检查输出级。正常时，用万用表测量 T_3 的集电极电压，应大于 25V。

5.B_7 板的维修方法　B_7 板基本上由数字电路构成，数字电路采用二进制工作的，其工作状态不是逻辑“1”，就是逻辑“0”，所以它不是缓缓地损坏。如果电路发生故障，均属于干脆坏了，决不会模棱两可。

下列故障可能与 B_7 板有关：①消隐不良，有回扫线或无光标；②无排气，排

气灯不亮；③X、Y 轴无对应信号或信号不正常；④充、排气不能调节；⑤无心电、耳脉信号显示；⑥Y 轴两路信号显示分不开；⑦面板开关与实际的表现效果不符合。

首先检查这块板上所有电源 ±12V、+5V 是否正常。检查各芯片与插座的连接是否牢靠。这些部分正常了，再进行测试。①万用表 DC 测量 40 脚为 3.10V 左右，用逻辑笔测量 47、48 脚为高电平、脉冲灯亮，50 脚为低电平、脉冲灯亮时，X 轴输出信号一般正常。②万用表 DC 测量 39 脚为 -2.63V 左右，AC 档测量为 0.42V 左右，用逻辑笔检查 1~8 均有脉冲时，Y 轴输出信号基本正常。③万用表 DC 测量 42 脚为 2.92V 左右，用逻辑笔检查高电子、低电平、脉冲灯全亮时，通道信号基本正常。④用逻辑笔测 41、60 脚，高电平、低电平、脉冲灯亮，表示充排气触发信号正常。⑤用逻辑笔测 38 脚，为高电平、低电平、脉冲灯亮，表示有排气信号输出。⑥用逻辑笔测 22~32、44~49 有脉冲（脉冲灯亮）时，表示 B_7 板的数据信号、控制信号基本正常。⑦当按下定时开关时，用逻辑笔测 43 脚应有高电平、脉冲灯亮，同时定时灯亮。⑧用逻辑笔测 U_2 第 8 脚，应有负脉冲（高电平、脉冲），测 U_5 第 3 脚时，应有正脉冲（低电平，脉冲灯亮）。这些全部正常时，应有游标。⑨用万用表 DC 测量 37 脚为 2.37V 左右，用逻辑笔检查高电平、低电平、脉冲灯亮时，消隐信号基本正常。

当以上测试输入信号正常而输出信号不正常时，应检查板上芯片好坏，电路板接触及输出线是否短路。要注意插座接触状态。

当测试出输入信号不正常时，应检查接线及 B_{10} 板，芯片本身出故障的可能性较小。

6.B_{10} 析的维修方法　该板的检查主要靠逻辑笔、脉冲发生器、万用表等测试工具来完成。

下列故障可能与 B_{10} 板有关：①一开机就无任何显示或在工作过程中突然无显示、无充排气、无心率；②心率显示稳定但不准确，LED 数码管笔划不正确，其余正常；③有心率显示但没有充排气信号，无波形显示。对于②③两种情况，一般只是 B_{10} 板的一部分（或数码管）有故障，+5V 电源是正常的。对于①中的现象，首先要检查板上 +5V 电源供电是否正常，如有发烫，应首先考虑是不是这块芯片损坏，可更换一块。

B_10 板的测试方法与顺序：首先对 CPU 时行测试。

用数字万用表 DC 档测量 CPU 各出脚数据，如图 4-9。

用逻辑笔测试各出脚的逻辑状态。

D_0—D_7（数据线）、A_0—A_{15}（地址线）应全有脉冲。

如果以上测试全部正常，则提示 CPU 的工作基本正常。只要有一个信号异常，则提示 CPU 或外围电路有故障。

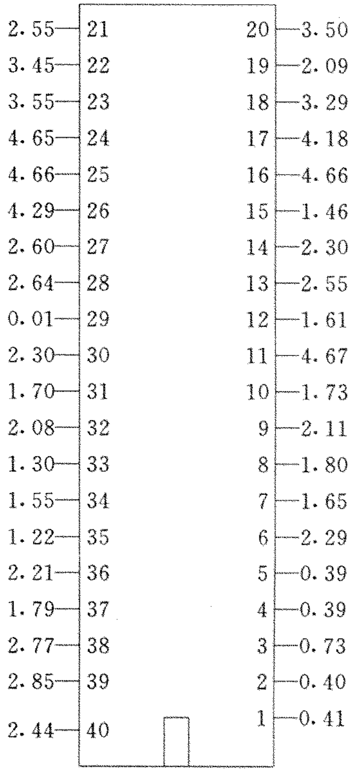


图 4－9　**用数字万用表档测量** CPU **各出脚数据**

第五章　人工心肺机

自 1953 年 John Gibbon 首先在临床上成功地应用人工心肺机开展体外循环心内直视手术以来，至今已经历 40 余年。几十年来，由于人工心肺机及各种机械设备的工艺性能有了极大改进，体外循环转流技术在理论上的研究更加深入，在临床应用中也积累了丰富的经验，使体外循环心内直视手术的安全性明显提高，心血管外科得到迅速发展。

人工心肺机是实施体外循环灌注的机器。在心内直视手术时它的运转工作代替了人体心脏（此时心脏停止跳动）的泵血功能及人体肺脏的气体交换功能。因此与其它一般医疗仪器相比，对人工心肺机工作要求更高，以防机器在运转过程中发生故障及意外，危及病人生命安全。

一、基本工作原理

人工心肺机的基本工作原理是将上下腔静脉或右心房的静脉血通过管道引出，流入氧合器（即人工肺）进行氧合，再经过血泵（人工心）将氧合后的血液输入动脉系统，以维持机体在循环阻断时的生理功能。如此血液不经过自体的心肺进行氧合和组织灌注的过程，称为心肺转流，亦称为体外循环。

体外循环的主要目的是用人工心肺机来维持心脏的泵血功能和肺脏的气体交换功能，给术者提供了一个在心脏停搏状态下安静无血的手术野，进行心脏及血管的手术治疗。

要建立和维持正常的体外循环，保证机体各重要脏器的生理功能，必须具备一整套性能良好的人工心肺机装置，其基本设备应包括血泵及其调控仪，氧合器（人工肺），热交换系统，动、静脉插管及管道，血液回收及过滤装置，监测装置等。

二、基本装置与结构

（一）血泵（人工心）

血泵是体外循环装置的主要部分之一。一个完整的体外循环人工心肺机系统应由 4～5 个泵头及其它装置设施共同组成。血泵是体外循环的动力部分，其主要作用是代替心室的搏出功能和术中失血的回收或用于心脏停搏液的灌注。

血泵在其发展过程中曾有过多种类型，按其结构可分为指压式泵、滚柱式泵和离心泵等；还可按其使用目的分为动脉泵、静脉泵、吸引泵和灌注泵等。下面就目前应用最为广泛的滚柱泵和较为新的有发展前景的离心泵作一介绍。

1. 滚柱泵　滚柱泵在临床多年的使用中不断改进和完善，从最简单的单向平流型血泵发展为当今现代化的由电脑控制的亦可双向驱动以及产生搏动血流的装置。使灌注更趋于安全、有效及合乎生理要求。

滚柱泵主要是由泵头、泵控制面板、电气传动装置等部分构成。

(1) 泵头：泵头是与中心轴相连接的两个自行运转的滚柱，通过传动装置由电机驱动在半圆形的泵槽内旋转滚动，滚柱在旋转滚动中不断挤压泵槽内硅橡胶泵管或聚乙烯塑料泵管，推动泵管内血液向前流动。泵头的滚柱对泵管的挤压过紧或过松，均会造成血液的破坏。因此泵头可手动调节滚柱对泵管的压紧度，有的泵头（如美国 Sarns 人工心肺机）还可以在滚柱旋转的同时调节其对泵管的压紧度。另外，任何人工心肺机的泵头均配有手摇驱动装置，以便在停电时或电机故障时能继续运转维持血液循环。

(2) 泵控制面板：一般人工心肺机泵控制面板上所具有的装置为：①电源开关：按键式或触摸式开关。美国 Sarns 8 000 型及 9 000 型心肺机系统为保证安全防止错误操作，电源触摸式开关采用双指按压触摸启动。电源开关均配有保险装置，以防电压不稳及电气故障时将泵烧坏。②流量旋钮：一般顺时针方向为增大流量。③流量显示：目前生产的新型人工心肺机多为液晶数字显示流量，如美国 Sarns 人工心肺机系统和德国 Stockert 人工心肺机系统等。也有一些过去较老的人工心肺机流量，为指针表头显示，如丹麦 Polystan 型、国产上海Ⅲ型等。一般机内电脑计算流量是以泵管内径为标准，不同内径的泵管每转搏出量与转速的乘积即为每分钟的流量。液晶数字显示流量较指针表头式更为精确。④转速显示：转速显示可以间接计算出流量。如国产上海Ⅲ型人工心肺机指针表头只显示出每分钟转速，再由灌注者根据不同管径的每转搏出量与显示转速的乘积间接计算出流量。⑤管径选择钮：使用不同口径的泵管其流量不同。使用时根据实际应用的泵管口径，将管径选择钮指向所用泵管型号。一般有英制与公制两种。⑥反向转流开关：一些心肺机具有反向旋转滚柱的功能。为防止误操作，在反向开关上增加了保护措施。⑦搏动控制开关：具有搏动灌注性能的血泵，有一组搏动控制开关。在采用搏动灌注前，根据灌注需要选择搏动触发型式，搏动比率及搏动延迟时间等。⑧指示灯：一般心肺机均有电源指示灯，有的机上还有转向及转速指示灯。

2. 离心泵　离心泵自 1972 年问世以来，由于种种原因，临床应用并未被广泛接受。直至 80 年代初临床上左心辅助被广泛重视以及 Dixon 等报道在临床应用离心泵无需肝素化以后，离心泵的应用才迅速发展。随着不断推出改进后的新型离心泵，其与滚柱泵之间有许多不同之处，并具有众多的优点，而被临床逐渐地认识和广泛采用。

（1）工作原理：离心泵的基本工作原理是泵头的磁性后室与带有磁性装置的驱动马达相互磁性连接，当驱动马达高速旋转时，带动泵内结构高速旋转，产生涡流和离心力，推动血液前进。

离心泵流量传感器的传感方式有超声和电磁两种。超声传感器是通过换能器发射超声信号到达红细胞后，再折回到接收器，通过对流速有关的超声多普勒讯号反馈换能，确定其血流速度。超声传感器对影响血流的变动因素，如血液、温度、管壁硬度、血粘滞度、血球压积、电磁干扰以及血泵抖动等，通过数字式讯号处理技术，把输入流量计的讯号过滤及解码后，再提供精确的读数。电磁传感器是利用法拉第原理即血流通过时的磁场变化测得其流量，不易受湍流，血球压积等因素的影响。

（2）离心泵与滚柱泵特点比较：①血液破坏：许多研究者对离心泵及滚柱泵进行了体外实验比较，发现离心泵和滚柱泵对血液破坏程度不同，在转流超过 6h 后即有统计学意义，16h 后离心泵的溶血显著小于滚柱泵。②压力形成：离心泵由其非阻闭性的特点，可使最大正压的产生受到限制。此特点可避免体外循环灌注中某些并发症，如动脉泵管因梗阻而崩脱，因插管不当对动脉壁的损伤等，而滚柱泵则不能。另外离心泵最大负压的产生也是有限的。由于负压能引起气穴现象，使溶液中的空气形成微气泡，并且红细胞对负压的耐受性远不如正压，因此限制负压的形成，对降低溶血和防止气栓是至关重要的。③流量反应：离心泵头为非阻闭性，流量可随其循环路径和体外循环阻力有一定变化。此点较类似人体心脏，对压力和阻力能进行适当地调节。当阻力升高时，流量适当地降低；阻力降低时，流量又适当地升高。故有人称离心泵为阻力调节泵，亦有人称之为生物泵。而滚柱泵则对阻力变化无任何反应。④流量传感方式：离心泵的流量传感方式非侵入性重复使用的为超声多普勒探头和侵入性一次使用的电磁流量探头。滚柱泵则由机内电脑通过计算滚柱转速与泵管内容量的乘积而间接得到。⑤气泡传输：离心泵不会将大量气体泵入体内。泵头血流入口处为涡流中心，压力较低，进入的少量气体可储存在内，当进入的气体达泵预充量的 60% 时，将减少泵预充使流量降至零，停止泵运转。而滚柱泵一旦空气进入时则不可避免地泵入循环路径，产生气栓的危险。⑥灵活性：离心泵头及驱动马达小，可通过导线连接在一定范围内移动。这给使用带来诸多方便，而滚柱泵则不能。⑦安全性：离心泵内壁光滑，血液破坏小，不产生过高的压力和防止泵入大量气泡的特点，大大提高了灌注的安全性。滚柱泵则有因泵管磨损或压力过高等因素产生泵管毛刺，颗粒脱落，泵管破裂，崩脱和泵入空气的危险。⑧离心泵高速旋转产生的热，由高质量的密封垫圈隔离，以免因热的传递对血液产生破坏。为防止在使用中因渗漏所致的破坏，应定时检查泵头。⑨费用：离心泵头均为一次性使用，消耗品费用远高于滚柱泵的泵管。因此，在使用上，除考虑离心泵为病人带来的好处外，还应考虑病人的经济负担能力。⑩操作：离心泵本身操作简单、安全。但因其非阻闭性的特点，在某些操作观念上与滚柱泵有很大的不同，

灌注师应给予充分重视。

总之，离心泵以其众多的优点，越来越被重视，在临床应用中也将更为广泛。但目前在体外循环中，它仍不可能完全取代滚柱泵。

（二）氧合器（人工肺）

氧合器是将进入其内的静脉血中的二氧化碳排除，使氧分压升高而成为动脉血的一种人工装置。它是人工心肺机系统的另一个极为重要的组成部分。氧合器的研究发展已一个多世纪，从最早用于临床至今已40余年。氧合器的种类和品种繁多，并随其材料和工艺水平的发展而不断地改进和完善。氧合器的性能和质量越来越好，应用时限和范围也在逐步扩大，使其不仅限于在心脏外科手术中使用。氧合器的改进促进了临床医疗工作的发展，而现代医学的发展又对氧合器提出了更高的要求。

氧合器按设计原理可分为三种类型，即血膜式（也称表面暴露式）、鼓泡式和膜式。

1. 血膜式　血膜式氧合器是较早使用的一种氧合器，其氧合原理是使血液均匀地在氧合部分形成薄的血幕，并且直接暴露在氧气中，达到氧气和二氧化碳的充分交换。根据血膜形成方式又分为静立垂屏式和转碟式氧合器。由于此种氧合器体积大，使用时拆装、清洗、消毒均很麻烦，现已基本淘汰。

2. 鼓泡式氧合器　鼓泡式氧合器是将氧气直接吹入氧合室内与静脉血充分混合，产生大量的微小气泡，这样便获得了一个极大的血气交换面积，使静脉血能得到充分的氧合。氧合后的血液经去泡剂去除气泡流入动脉贮血器内，再由血泵泵入人体动脉系统。鼓泡式氧合器由于其氧合效果好，使用安装方便而被广泛地应用于临床。

3. 膜式氧合器　膜式氧合器是现今最接近人体生理状况的一种氧合器。此种氧合器的气体交换是通过一层可透气的高分子膜上进行的。其氧合原理主要是气血不直接接触，气体通过很薄的膜向血中弥散，这层膜就象肺中的血气屏障，只能让气体自由通过而不允许液体渗透。当血液以极薄的形式流过膜的一边时，膜另一边的气体就能象在肺里一样和这边的血液进行血气交换，从而将静脉血氧合成动脉血。由于它的仿生性能好，目前在临床上得到越来越广泛的应用。

上述三种氧合器除目前已淘汰的第一种血膜式氧合器存在维修保养的问题外，现在临床应用最广泛的鼓泡式氧合器及正得到越来越广泛应用的膜式氧合器都为高分子材料制成的一次性应用品，已不存在维修保养的问题。

（三）热交换系统

随着心血管外科手术的不断发展，低温及深低温体外循环灌注技术在心内直视手术中日益显得重要。低温及深低温体外循环灌注技术，弥补了因血流灌注不足造成各器官的功能性损害，进而保证有充分时间来完成心内手术操作，提高了手术安

全性。因此，体外循环中有一套性能良好的热交换系统以便在较短的时间内达到满意地降温和复温是至关重要的。体外循环热交换系统总体上分为二个部分：即直接与血液接触而执行变温功能的变温器；以及为变温器提供冷、热水源的驱动装置，即变温水箱。

1. 变温器　目前国内外体外循环所使用的血液变温器种类很多，依据其设计及应用的不同而分为单独部分的分离式血液变温器和与其它部件相结合的变温器二种。

(1) 分离式血液变温器：是作为一个部件而安装在体外循环管路中进行血液变温的装置。依据设计原理及使用又可分为平板式、多管式、套管式及可弃式等类型。

(2) 与其它部件相结合的变温器：由于分离式变温器存在着清洗消毒不方便、致热原反应、管道装接繁琐、增加体外循环灌注预充量、众多接头易增加血液破坏等问题，临床使用者及研究者设计出将热交换器与氧合器组合在一起的一次性产品。目前临床上使用的变温器大多数都是这种与氧合器结合在一起的一次性产品。

2. 变温水箱　虽然有诸多因素影响到热交换器的变温效能，但影响降、复温速度较为重要的是通过热交换器达到最大效率的水流量。因此，为了能迅速达到满意的温度，不仅要有一个效能良好的变温器，而且还要有一个能提供足够水流量的变温水箱。

(1) 普通变温水箱：普通变温水箱不具有自动降、复温功能，而仅起加温及泵水作用。因此降温时需往水箱内另加冰块。如上海Ⅲ型人工心肺机变温水箱。

(2) 全自动变温水箱：全自动变温水箱具有自动制冷，制冰，加温，温度监测及显示，温控报警等多项功能。代表产品为美国 Sarns 的温度控制及监测系统 (TCM)。

总之，变温水箱和变温器的性能越好，降、复温速度越快，所需监测数据越多，应用者使用越方便，产品设计以此为目的。

（四）监测系统

体外循环心内直视手术是一个非常复杂的过程，为了保证患者在麻醉和手术期间，特别是在体外循环灌注期间各生命器官和细胞代谢处于正常或接近正常状态，以维持血流动力学稳定，满足各重要器官的血液灌注和氧供应，对体外循环前、中、后各生命体征监测及对人工心肺机、氧合器、血液循环管路等的安全运转监测就十分必要。随着医疗仪器的不断发展，监测项目越来越多。

1. 心电图（ECG）　围手术期心电图监测不仅最早应用于临床，而且是目前体外循环手术中非常切实有用的监测方法。通过心电图连续监测可观察心肌应激性，心率变化，心律失常。传导阻滞以及心肌缺血情况，对于估计强心药物和其它药物的治疗非常有帮助。当体外循环建立后，心电图可作为冠状动脉灌注是否充分的指

标，当灌注停搏液时，心电图应迅速变成静息状态（零电位），在主动脉阻断时出现任何电活动，这表明需要再灌注停搏液。

目前心电监测装置的发展日新月异，发展较快，较好的监护仪配置有：

(1) 心率高、低限报警系统。当超过预定的心率（最高或最低）都可发出报警。

(2) 显示、记录系统。采用长余辉示波器显示或不褪影连续显示，还可根据需要将波形冻结在示波器上以供分析之用，心电图可随时进行自动记录，记录方式有热敏式、喷笔式、点阵式及拷贝。

(3) 储存系统。将心律失常出现之前的一段心电图资料储存起来，以研究心律失常前若干秒心电图的资料。

(4) 同步除颤。较先进的心电图监护仪应具有同步除颤功能，同步除颤对于心脏复苏后的心律不齐如房颤的转复是极为有用的。

心电图监测仪及除颤仪的故障与维修请参见“心电图监测仪”和“除颤仪”部分。

2. 动脉压　动脉压是循环系统常规和重要的测定项目，是评定循环功能的主要指标之一。动脉压的高低虽然与体外循环期间组织灌注是否良好并不完全一致，但监测动脉压是评定循环功能必不可少的重要手段，是体外循环手术中一个重要参数。

(1) 间接血压监测（又称无创血压监测）：间接血压监测是应用袖套或超声波等对机体组织没有机械损害的方法，按柯氏音和血管搏动原理经皮肤表面间接测量血压。具体方法有袖套测压及超声波多普勒测压两种。间接血压监测的缺点是受干扰因素较多，故在手术中有时不能及时获得准确数据。

(2) 直接血压监测（又称有创血压监测）：直接血压监测通常是指经体表插入各种导管到血管腔内，利用监测仪器或监测装置直接测定动脉血压。经周围动脉插管直接测量动脉内压力是近20年来才广泛应用于临床的，早期直接动脉压力测定是使用一般的弹簧血压表，但仅能测出平均动脉压，目前是采用压力换能器把机械性的压力波转变为电子信号，经压力放大器将信号放大后，直接显示压力波形及数值。该法优点是所测的血压准确，除显示出收缩压、舒张压、平均压及压力波形外，还可从动脉压推算出其它血管参数，如心肌收缩力、每搏输出量、全身循环阻力等。

3. 中心静脉压及左房压　中心静脉压及左房压与动脉血压一样是体外循环心内直视手术中常规和重要的监测项目，对评定血流动力学稳定和循环功能，了解循环有效容量与心血管功能之间的相互关系具有非常重要的意义。

其监测具体方法与直接动脉压监测相同，是分别置管于中心静脉及左房内直接测压。

上述动脉压监测、中心静脉压及左房压监测两小节故障与维修参见“监护仪”

部分。

4. **血气及电解质监测** 血气分析监测及血液电解质监测是体外循环灌注管理中不可缺少的监测指标。由于体外循环时机体肺脏的气体交换功能被氧合器替代，血液中 pH 值、PCO_2 值及 PO_2 值的监测更具有重要意义，它不仅能反映氧合器性能的状况，同时还可准确反映出灌注中体内是否缺氧和酸碱平衡紊乱的具体情况，帮助了解病情的变化过程和对治疗措施的反应。另外，体外循环灌注中，电解质均可产生不同程度的改变，其中最常见最具有临床意义的是钾离子的变化，由于钾离子的高低均影响心脏的复苏及复苏后心功能的恢复，因此在体外循环手术时必须反复测定血钾浓度，以利于及时补充与纠正。

血气分析监测及血液电解质监测的故障与维修分别参见“血气分析仪”及“血液生化仪”部分。

5. **体温监测** 在体外循环心内直视手术中，常需将病人体温降低以减少氧耗，从而减少重要器官的缺氧损害；而在手术结束时，又需将病人的体温恢复至正常。在这一降、复温过程中对全身各部位的温度变化进行连续、多路地监测是非常重要的。常用监测温度有鼻咽温度、肛温、血温（动脉血温及静脉血温），水温、皮肤温度及心肌温度。常用方法是将带有热敏电阻的温度探头放置所需测量部位与温度监测仪连接显示不同部位温度。

6. **血液平面监测** 体外循环中发生动脉管内大量进气而产生气栓虽然比较少见，但是，一旦发生就会造成严重后果。能够引起气栓的原因很多，但以氧合器内血液泵空而使大量空气进入体内所造成的危害最大。因此对氧合器内血液平面实施监测就显得非常重要。

血液平面监测有以下几种类型，即容量系统、重量系统和光学系统。目前较常用为光学报警系统，其工作原理是将光电传感器贴附于氧合器外壳预先选定的报警液面处，只要光源前面有血液，光线即返回到传感器，当液面低于预设的报警液面时，传感器未感知到反射光就会发出报警声，同时自动停泵，待血平面恢复以后，血泵自动恢复工作。

7. **气泡探测器** 气泡探测器是一种用光源和探测器探测泵头远侧动脉管内气泡的装置。使用时将监测探头固定在动脉管道上，探测到气泡时，发出报警声并使血泵停止运转。

8. **应急电源（双重电源）** 体外循环机在转流过程中绝对不允许断电。突然断电使循环停止会造成严重的后果。但电源突然中断的情况有时仍会发生，为了保证体外循环机在突然断电的情况下不使循环停止转流中断，体外循环机都应备有双重电源，即外接交流电源与自身电池电源。目前，许多体外循环机的应急电源是与血泵一起组装在心肺机的底坐上，在外接交流电源断开时自动切换成电池电源。对于备有电池电源的心肺机，灌注师在每次使用时仍应该检查电量是否充足，以确保紧急情况下的电源供给。

三、保养与维修

体外循环是开展心内直视手术的可靠方法，而建立和维持体外循环先决条件是性能良好的人工心肺机。人工心肺机的正常运转是保证心内直视手术成功的基本条件，手术中病人的生命完全依靠人工心肺机维持，如果心肺机一旦发生故障，就可造成极为严重的后果，甚至直接导致病人的死亡。因此，人工心肺机的日常保养与维护是十分重要的也是必不可少的。

目前在国内使用的人工心肺机型号各异，生产国不同。现仅以美国 Sarns 7400 型人工心肺机为例，叙述保养与维护基本方法。

（一）日常保养

（1）每次使用后，断开底座电源，将管道从泵上取出，擦去从泵头内部溅出的液体。取出管道夹部件使清洁泵头更加方便些。在试图取下管道夹部件之前先打开管道夹，否则将会损伤管道夹和泵头，然后用湿布擦净泵头内部。

（2）传送皮带张力：每 6 个月检查一次传送带张力，测量一下使在传动系统之间保持张力的弹簧的长度。适当地压缩弹簧，皮带张力也就会调整合适。

注意：在 Sarns 控制台或其他标准制造的泵上，不要试图用扭矩扳手限制滚动部件的方式来检查皮带张力。这种泵设计通过马达的电流很小，比在滑动轮上皮带滑动需要的电流还小。限制滚动部件将缩短马达寿命，且不会提供任何有关皮带张力的信息。

为了检查皮带张力，断开泵与电源的联接。先去掉在后盖上端边缘的四个内六角螺栓，晃动后盖，然后打开。当泵与电源还相接时，如果打开后盖，有遭电击或触电伤亡的危险。在做任何内部工作时，先确定已切断电源。

测量马达装配件与压住弹簧的大垫圈之间的距离，使用机加工刻度尺或数字式卡尺。合适的距离为 1.12～1.27cm。如果弹簧长度超出这个范围，顺时针转动在装配件中间的螺母可压缩弹簧（增加张力）或逆时针转动螺母可伸展弹簧（减少张力）来调节至合适范围。

注意：如果弹簧被过度压缩，支承架（螺栓及螺母）会过度磨损，而提前失效。

（3）润滑：马达和传动系统一般不需要润滑。泵及其他部件需 1 年进行两次检修保养。这些工作应找 Sarns 服务机构或 Sarns 授权代理商。

管道的导向滑轮应每月润滑 1 次。润滑时，先移开固定滑轮的螺丝和垫片，轻轻地擦拭它们并检查有无损伤（换下损伤部件），在垫片的外表薄薄涂上一层 CAM 油脂，重新固定上滑轮和垫片，擦净多余的油脂，旋紧螺丝在 0.8n－m（7in－1b）转矩。

每月润滑 1 次在闭合把手（Occlusion knob）下的橡胶小球。用一个手指给闭合

把手底部表面全涂上一层 CAM 油脂（这是同橡胶小球边缘接触的平面）。在进行这项工作时，转动把手以使整个表面都能涂上油脂。

注意不要在泵的滚柱上留下油脂。

（4）替换装配挡板：如果管道夹在未被打开情况下移动或强烈撞击，托着管道夹的挡板可能会损伤。替换的挡板和固定螺钉在附件箱内。若要替换挡板，先取下固定它的螺钉，安上新的挡板，用螺钉固定好。（若旧挡板未坏，可继续使用，只需从附件箱取出螺钉即可）。也可从 Sarns 机构或 Sarns 的授权代理商处索取新的挡板。

（5）替换开关灯泡：使用者也可替换在 FORWARD，REVERSE，STOP 和 RPM 等处开关上的灯泡。替换时，撕开开关上的密封软垫，轻轻撬开盖子，通过拔出灯泡旁的金属柄脚将灯泡从插座中取出。灯泡的货号参阅附件表。

（6）电源线：电源线能使泵与电源输出端直接连接。Sarns 推荐在泵用于临床时不要直接使用电源线与泵连接。因为气泡和血平面监测仪在报警情况下不能停泵，易发生气栓的危险。

（二）维修检查

1. 泵无电源　检查泵的主电源开关；底座主电源开关；电源连接（泵同底座，底座与电源）；气泡与血平面监测系统可能在报警状态下（适当时重新启动）；气泡与血平面监测仪内连接线可能有故障（与底座断开连接）；电源电压。

2. 滑轮转动部件不转　检查泵的电源部分（同上）；泵头闭合调节；泵头有外来物。

3. 泵运转不稳定　检查方式选择；搏动或其它控制旋钮；外部触发装置（ECG 或其它）可能有故障。

注意：这并不是所有的问题故障和解决方法。如果发生问题，检查所有的接点，电源开关及电路断流器（一些底座有保险丝）。检查所有控制按钮和以上的检查步骤，如果问题不能解决，同 Sarns 服务机构或授权代理商联系。

四、使用中常见故障及处理

以美国 Sarns 7400 心肺机及国产上海Ⅲ型心肺机为例。

（一）美国 Sarns 7400 心肺机

1. 泵不运转

原因 1：电源开关关闭。

处理：打开电源开关。

原因 2：控制单元与泵系统没有连接。

处理：将控制单元与泵系统用内连接线连接。

原因3：泵系统电源关闭。
处理：将主电源线与合适的电压电源相连接，并打开主电源开关。
原因4：整个泵系统功能异常。
处理：请与Sarns维修部门联系。
2. 血平面监测仪血　平面低于最低平面，泵仍运转
原因1：方式选择开关在手动方式。
处理：将方式选择开关转到自动方式。
原因2：传感器未连接。
处理：连接传感器到相应的插座。
原因3：光电传感器颠倒（将高血平面传感器安置在低血平面位置）。
处理：将光电传感器安置在正确的位置。
原因4：低血平面传感器感知错误。
处理：重新调整传感器感知（看灌注开始）。
原因5：低血平面传感器功能异常。
处理：请与Sarns维修部门联系。
3. 血平面高于最低平面，泵不运转
原因1：传感器连接线未连接。
处理：连接传感器到相应的插座。
原因2：低血平面传感器感知错误。
处理：重新调节传感器感知（看灌注开始）。
原因3：监测器不能复位。
处理：压下Override－Reset开关。
原因4：泵的Forward开关不能活动。
处理：安置泵的运转方式在Forward位置。
原因5：速度控制旋钮被转到最低位。
处理：向上转动速度控制旋钮。
原因6：整个系统功能异常。
处理：请与Sarns维修部门联系。
4. 血平面低于最高报警线，血平面高限报警及报警灯亮
原因1：传感器连接线未连接。
处理：连接传感器导线到相应插座。
原因2：高位血平面传感器感知错误。
处理：重新调节传感器感知（看灌注前）
原因3：高位血平面传感器功能异常。
处理：请与Sarns维修部门联系。
原因4：整个系统功能异常。

处理：请与 Sarns 维修部门联系。
5. 血平面高于最高报警线，血平面高位报警灯不亮，报警声不响
原因 1：高位血平面传感器感知错误。
处理：重新调节传感器感知（看灌注开始）。
原因 2：整个系统功能异常。
处理：请与 Sarns 维修部门联系。
6. 血平面报警灯亮，但报警声音没有
原因：报警功能异常。
处理：请与 Sarns 维修部门联系。
问题：报警声响，但血平面报警灯不亮。
原因：报警灯灯泡损坏。
处理：置换报警灯灯泡。
7. 电池电源打开时，气泡监测仪不工作
原因 1：电池未充电。
处理：将电池充满电（看维修部分）。
原因 2：电池不充电。
处理：请与 Sarns 维修部门联系。
原因 3：设备功能异常。
处理：请与 Sarns 维修部门联系。
8. 光通道阻塞时，报警灯亮报警仍能激活，泵是停止的
原因 1：设备不能复位。
处理：压下 Override - Reset 键。
原因 2：气泡传感器与控制单元连接不合适。
处理：检查连接部分。
原因 3：强光或电子杂音诱使报警灯亮及报警。
处理：重新置放——如有可能找到干扰源并排除。
原因 4：气泡传感器功能异常。
处理：请与 Sarns 维修部门联系。
9. 光通道开放时，报警灯不亮报警不能激活，泵是运转的
原因 1：光源或光电感受器被脏物阻塞。
处理：用中性肥皂及水清洗。
原因 2：气泡传感器功能异常。
处理；请与 Sarns 维修部门联系。
10. 当监测仪监测到气泡时，报警灯及报警系统不能被激活
原因：报警灯或报警系统功能异常。
处理：请与 Sarns 维修部门联系。

11. 泵工作运转正常，但流量及转速显示为零

原因 1：安装在泵头内光栅盘上测速用的光电管被脏物堵塞。

处理：用无水酒精轻轻擦洗光电管的光源及光电感受器。

原因 2：光电管功能异常。

处理：请与 Sarns 维修部门联系。

12. TCM 系统（水箱）低或无水流

原因 1：检查水供应，大水槽需要充满。

处理：将水槽水充满。

原因 2：出水口滤网（水槽底部）堵塞。

处理：清洗水槽底部，经常更换水槽中水以保持水的干净。

原因 3：管道线路堵塞。

处理：检查水箱内、外管道线路并清除堵塞物。

原因 4：管件线路渗漏，管道扭曲及管道内有空气。

处理：检查水箱内、外管道有无渗漏、扭曲及空气。如有渗漏则更换管道。如管道有扭曲及空气则调整管道平顺及排除空气。

原因 5：循环水管道连接错误。

处理：检查循环水管道的连接有无错误，如有则纠正之。

13. 电源打开后，pump not primed 报警灯亮，泵不工作

原因 1：水箱水槽中水量不够，管路中的压力传感器控制电阀不打开。

处理；将水槽水加到工作位置。

原因 2；管路中压力传感器被堵塞，使压力传感器感知不到压力并控制电阀不打开。

处理：清除管路中的堵塞物。

原因 3：制冰过多将水槽底部出口堵塞。

处理：加入水槽中一些热水将冰溶化。

14. 压缩机不运转但压缩机 on/off 指示灯亮

原因 1：冰供应——传感器将压缩机关闭（如果冰已制好）。

原因 2：操作方式——当加热器在工作或水箱处在复温、除霜及维持的工作方式时，计算机将关闭压缩机。

原因 3：延迟时间——当压缩机开关压下后，压缩机启动前，有四分钟延迟时间。上述三种情况属正常工作，无需处理。

原因 4：制冰线路损坏，它控制动力到压缩机。

处理：检查整个制冰线路，找出故障原因。

15. 压缩机 on/off 指示灯亮，压缩机也运转，但不制冰

原因 1：压缩机制冷剂有泄漏，制冷剂不够。

处理：检查压缩机制冷剂并找出泄漏部位。

原因2：压缩机散热窗堵塞。

处理：清洗散热窗。

16. 泵工作时杂音大

原因：管道线路有空气。

处理：排除管道中空气。

17. 除霜方式不工作

原因1：进入方式——进入除霜方式必须从standby方式开始。

处理：先按standby键，然后按除霜键。

原因2：冰供应或水温——如果水温高于20℃，除霜方式将违约到standby方式。

此为正常工作，无需处理。

18.6℃或10℃阶差指示完全不工作

原因：G插座中温度探头是否连接。

处理：检查G插座中温度探头的连接。

19. 遥控屏幕显示空白

原因：导线是否连接。

处理：检查遥控显示板与主显示板的连接。如果导线未与插座连接，则将插头插入TCM系统插座，关闭整个系统电源，然后重新打开主电源及显示单元开关，主显示板面及遥控显示板面上方式、温度和报警全部恢复原状态。

注意：使用中复温到一个阶差时，可能持续没有显示，因为不能显示探头G的温度。

20. 开始工作后主显示板面显示方式没出现

原因：导线未连接。

处理：检查导线是否完全连接到主电源。

21. 温度显示不正确

原因1：温度探头选择不正确。

处理：选择正确探头直到看见显示。

原因2：探头连接不完全。

处理：检查探头与主显示板面的连接。

原因3：温度探头是否工作。

处理：检查温度探头的位置及连接，必要时重新放置。

原因4：有其它高频等干扰源。

处理：排除其它干扰源直到温度显示正确。

另一些问题：首先努力纠正整个系统电源开关的位置，如果问题仍然存在，请与Sarns维修部门或与Sarns销售商联系。

（二）上海Ⅲ型（TX03）人工心肺机

1. 主泵系统

（1）指示灯不亮，保险丝断

原因：4P 主电路上 $4D_8$、$4D_9$、$4D_{10}$、$4D_{11}$ 中有二个或二个以上的二极管被击穿或短路。

处理：更换击穿的二极管。

（2）烧毁保险丝，主电路上 SWR（4.7K 电位器）电压低

原因：$4D_7$ 二极管或 $4D_6$ 二极管被击穿。

处理：更换 $4D_7$ 或 $4D_6$ 二极管。

（3）指示不能满度或转速达不到要求（200r/min）

原因：脉冲变压器与可控硅阳极虚焊或 $4D_5$ 二极管击穿或开路。

处理：重新焊接或更换二极管。

（4）调节转速调节器时（2WR），主泵不转或主泵长时间转速极快。指示灯亮，仪表无指示，主泵不转

原因：主泵控制抽斗接触不良，2WR 电位器脱焊或内部损坏。

处理：消除接触不良原因，重新焊接电位器接线或更换电位器。

（5）无指示，无转速

原因：$5BG_2$（$3DG_6$）的基极与发射极间无电压，$5C_2$ 电解电容被击穿。

处理：更换 $5C_2$ 电解电容器。

（6）有指示，无转速，马达嗡嗡响

原因：压泵中心插销未插入。

处理：压紧压泵，使中心轴插入插销内。

（7）电机转的极快，大大超过额定数值（200 转/分）带负载无力

原因：电机励磁线圈断路或励磁回路某处开路。

处理：更换主机接通励磁回路。

（8）机箱内有劈啪响声，并有一股臭味，有时伴烧保险丝

原因：电动机绕线组有水。

处理：拆除电机，烘干后重新上油。

（9）电机带负载后跳动厉害，运转不平稳

原因：SCR_3 或 SCR_4 可控硅有一只失效。

处理：更换 SCR_3 或 SCR_4。

2. 主机温度测量系统

（1）测温不准确

原因：热敏电阻老化、开路或断线。

处理：热敏电阻正常值为 3～6K，老化后电阻测值为几百欧姆或几十 K，应予

更换。开路指针偏向大于 50℃，如断线指针偏向小于 0℃，消除开路或断线的原因。

3. 水箱变温系统

（1）烧保险丝

原因：加热器与外壳之间阻值小于 1MΩ。

处理：找出短路原因，使加热器与外壳间阻值大于 1MΩ。

（2）加热器指示灯不受控制，常亮

原因：SCR_1 或 SCR_2 可控硅击穿。

处理：更换 SCR_1 或 SCR_2 可控硅。

（3）加热器指示灯闪耀且发暗

原因：SCR_1 或 SCR_2 有一被击穿或虚焊。

处理：更换 SCR_1 或 SCR_2，或重新焊接。

以上是体外循环中人工心肺机常见的故障和一些简单维修及排除故障方法，如遇解决不了问题时，应及时与心肺机厂家联系尽快修理。为保证人工心肺机在手术过程中运转正常性能良好，各单位应制定人工心肺机维修保养常规，每年至少请厂家维修人员保养检修机器两次，每月本单位维修人员应定期检修 1～2 次，每周使用机器者应检修 1～2 次。在心脏手术开展较少且两次体外循环手术间隔时间较长的单位，则应在每次手术前必须检修心肺机。只有严格遵守执行常规检修制度，才能及时了解和发现机器的工作状况和问题，防患于未然，确实保证手术的安全进行及病人的生命安全。

第六章　体外碎石机

1969 年联邦德国道尼尔公司开始研制体外冲击波碎石机，1980 年，第一台体外冲击波碎石机投入临床应用，此后，体外冲击波碎石机发展极其迅速。从其应用来说，已经研制生产肾结石体外冲击波碎石机、胆结石体外冲击波碎石机和通用型多功能体外冲击波碎石机。从其结构来说，冲击波发生源的原理各异，采用的定位方式不一。冲击波发生源不只限于利用液电效应产生液电冲击波，此外，还有利用压电效应，聚能激光，电磁感应和微爆炸等多种原理产生冲击波，力求使作用于结石的冲击波性能更为理想。结石的定位装置，患者的监护系统以及治疗操作系统都不断得以改进，使体外冲击波碎石机的性能日趋完美。

目前，世界上除德国外，法国、中国、美国、以色列、意大利和日本等许多国家的不同厂家都在研制新型体外冲击波碎石机，世界上已有数十种型号的体外冲击波碎石机在各个医院内使用。

一、工作原理

体外冲击波碎石机主要由体外冲击波发生源、冲击波的触发系统、冲击波与人体的耦合、结石定位系统、计算机控制操作系统和治疗床等六部分组成。

（一）冲击波发生源

冲击波发生源是体外冲击波碎石机的心脏部分，由其产生的冲击波必须具备如下特性：①冲击波形具有很陡的前沿，冲击波的持续时间很短，瞬时发生的冲击波具有很高能量；②冲击波高度聚焦；③冲击波在声阻抗近似于人体组织声阻抗的介质中自由传播，当进入人体时没有能量损失；④冲击波在结石中产生的机械应力强度超过结石的强度；⑤不损害人体组织，能可靠地连续产生具有稳定压力的冲击波，根据不同工作原理可采用不同类型的冲击波发生源来产生冲击波。下面仅举常见的两种冲击波发生源。

1. 液电冲击波发生源　如图 6－1 所示。位于半椭球体第一焦点（F_1）处的电极在水中发生高压火花放电，引起周围水介质爆炸性地蒸发，形成迅速膨胀的等离子体而产生冲击波。如此产生的冲击波瞬时的峰值可达千巴级。位于第一焦点（F_1）处的冲击波经半椭球反射体聚焦于第二焦点（F_2）处，被精确定位于第二焦点（F_2）处的结石将被在此处聚焦的高能量密度的冲击波所击碎；由于水和人体组织

具有相似的声学性质，选用水作为冲击波和人体之间的耦合介质，冲击波经由水进入人体，不会对人体组织引起损伤。

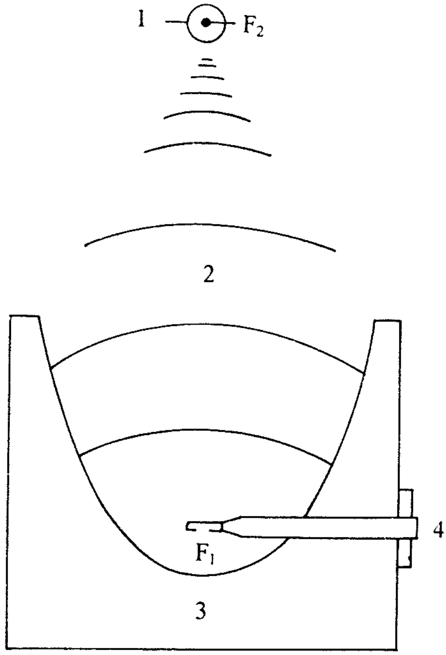


图 6－1　液电冲击波发生源工作原理示意图
（F_1 为第一焦点，F_2 为第二焦点）
1. 冲击波聚焦焦斑；2. 冲击波；3. 半椭球反射体；4. 水下火花放电电极

液电冲击波发生源是由德国道尼尔公司发明，最早应用于体外冲击波碎石机的冲击波发生源，其技术成熟可靠，目前大部分体外冲击波碎石机都采用此冲击波发生源。采用液电冲击波发生源的体外冲击波碎石机如下所列：德国道尼尔公司的 Dornier 系列体外冲击波碎石机，美国 Medstone International 公司的 Medstone 系列体外冲击波碎石机，法国 Northyate Re－search 公司的 SD 系列体外冲击波碎石机以及我国研制生产的各种型号的体外冲击波碎石机。

液电冲击波发生源的优点是技术成熟，安全可靠，能量大，特别适用于大结石和肾的鹿角结石的碎石治疗。但所使用的水下火花放电电极是损耗件，需经常更换，因此研制寿命长、质量高的水下火花放电电极非常重要，减少电极的更换不但可简便操作，而且降低治疗费用。此外，由于冲击波的产生是“爆炸性”的，不但噪声大，而且高压电流对患者心脏造成一定危险，必需采用心电 R 波触发确保治疗过程中患者的安全。

2. 电磁冲击波发生源　电磁冲击波发生源的基本工作原理是电磁感应，即由电脉冲导致金属薄箔的运动，从而在水介质中形成冲击波，经声透镜聚焦，如图 6－2

所示，电磁冲击波发生源为一金属管套，其一端是一扁平的螺旋卷绕线圈，线圈上面是一个铜箔，两者中间为一绝缘膜。扁平线圈一端接地，另一端接电源和控制系统。电源和控制系统经由电容/电阻电路产生高压（高压范围可调，最高可达30kV），当控制线路发出信号时，贮存在电容器中的电能瞬时间向扁平线圈释放从而形成强磁场，在铜箔上产生感应电流，此电流和扁平线圈中的电流正好相反并形成反向磁场。由于磁场方向相反，铜箔和扁平线圈相斥，铜箔被上推而突然压缩铜箔上面的水从而产生冲击波。此冲击波的波形具有陡峭的前沿，峰值可达200巴。在其经由管状通道，声透镜和人体组织的前进过程中，冲击波波形的前沿越来越陡并由声透镜聚焦于焦点F上，人体结石被置于此焦点F上，结石在冲击波的张力和压力作用下被击碎。整个金属管套内充满水，声透镜起聚焦作用，置于金属套管的另一端。此电磁冲击波发生器通过软胶薄膜和人体耦合接触。由于铜箔和金属管套都接地，对患者和操作人员都无触电危险。为保证绝对安全，在金属管套外表可涂有绝缘层。

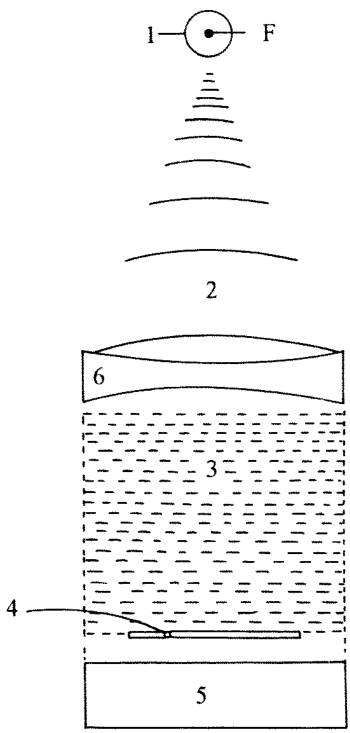


图 6－2　电磁冲击波发生源工作原理示意图

（F为声透镜的焦点，也即冲击波聚焦焦点）

1. 冲击波聚焦焦斑；2. 冲击波；3. 水；4. 金属箔；5. 电磁线圈；6. 声透镜

电磁冲击波发生源无需更换电极，其部件损耗很小，而且可以得到重复性很佳

又很稳定的能量。对患者心脏无危险，一般采用呼吸触发，当有特殊医疗需要时，也可采用心电 R 波触发，无噪音。

电磁冲击波发生源是由德国西门子公司和梅兹大学合作研究发明的。西门子公司研制生产的 Lithostar 型体外冲击波碎石机采用此电磁冲击波发生源；道尼尔公司新型的 Compact 体外冲击波碎石机也采用电磁冲击波发生源。

（二）冲击波的触发系统及冲击波和人体间的耦合

冲击波的触发产生必须保证对患者各器官功能无损害，确保患者安全；同时又要使冲击波进行有效冲击，命中率高。共有下列五种冲击波的触发方式：①心电 R 波触发：对于液电冲击波发生源，由于其为高电压、强电流、“爆炸性”地产生冲击波，有可能会影响心功能，甚至对患者造成危险，因而一定要采用心电 R 波触发；②呼吸触发：由于患者呼吸时，结石位置会有一定移动（约可达 2～4cm）影响冲击波碎石的命中率。采用呼吸触发产生冲击波可显著提高冲击波的命中率；③呼吸与心电 R 波同步触发；④自动连续触发：预先置定的时间间隔和触发次数，自动连续地触发；⑤手动触发。

冲击波必须经由某种声阻抗和人体组织声阻抗相近的介质耦合无障碍地进入人体，以避免冲击波在进入人体的界面处产生反射导致应力而伤害人体。理想的耦合介质为水。冲击波和人体间的耦合方式有下列三种：①水槽式：这是最早采用的冲击波和人体间的耦合方式。人体浸在水浴中，冲击波经由水直接进入人体。水槽式耦合的优点在于冲击波传播过程中能量损失小，缺点是治疗不方便，对水温及室温都有一定要求；②水盆式：水盆式是将水槽缩小为水盆，只需将患者治疗部分浸入水中即可；③水囊式：也称干式，水密封于水囊中通过软胶薄膜和凝胶介质与人体耦合接触。其优点为患者治疗时不需浸入水浴，命中率高，但由于冲击波需经由软胶薄膜进入人体而使能量有所损失，水囊需要有气泡排除装置。

（三）结石定位系统

用于使结石和冲击波聚焦焦点重合，要求结石图像清晰，能方便迅速地寻找结石，准确地进行结石的定位并监测碎石的过程。

1.X 射线定位系统　其优点是 X 射线图像清晰，可迅速地找到结石和判别结石的粉碎情况，操作者容易掌握定位技术，缺点是对 X 射线下不显影的结石难于准确定位。操作者和患者都受 X 射线辐射，对人体有一定程度损害，不能用于实时连续观察击碎结石过程。

定位方式：

（1）两个互成约 90°角的双轴向 X 射线定位，如图 6－3 所示。两个交角约为 90°的双轴向 X 射线束的相交点必须和冲击波发生源半椭球反射体的第二焦点正好重合。半椭球反射体置于可进行微调的支架上以便于使其第二焦点与两个 X 射线束主轴线的交点相重合。可三维运动的治疗床操作灵活方便，能快速调整使结石置于 X

射线系统的十字准线上因而整个定位系统可快速准确地进行结石定位。配有两个 X 射线影像增强器使图像清晰，而且 X 射线球管位于治疗床下面，使工作人员所受 X 射线辐射极少。

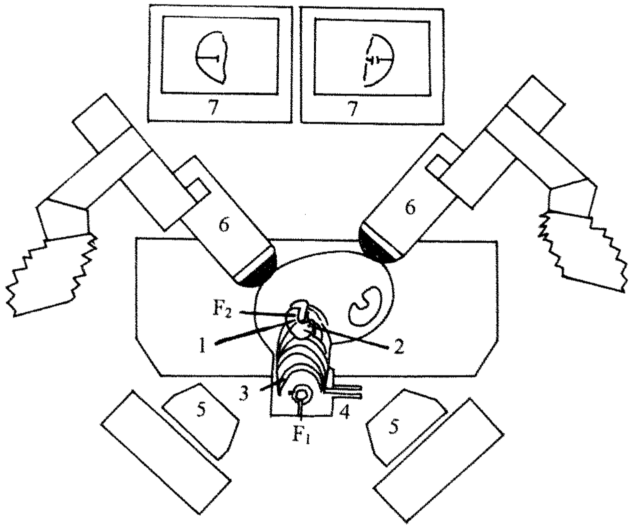


图 6－3　互成约 90°角双轴向 X 射线定位系统示意图

（F_1 为第一焦点，F_2 为第二焦点）

1. 结石；2. 肾脏；3. 半椭球反射体；4. 水下火花放电电极；

5.X 射线球管；6. 影像增强器；7. 电视监视器

（2）两个互成 37°角的双轴向 X 射线定位，如图 6－4 所示。先由垂直的 X 射线束找到结石所在，即结石的平面位置，再由倾斜 37°角的 X 射线束确定结石的纵向位置，由电机驱动带有自动瞄准装置的定位系统可快速准确地进行结石定位，并配有自动曝光装置，以确保 X 射线正确曝光。

此外还有可转动的 X 射线机取两个互成 45°角轴向进行结石定位等其它类型 X 射线定位系统。

2. 超声波定位系统　法国 EDAP 公司最先采用超声波定位技术。随着超声波定位技术的不断提高，不但用于快速准确地进行定位，而且在整个碎石过程中用于连续观察碎石情况并可及时发现结石是否偏离焦点。其优点是对 X 射线下显影或不显影的各种结石都能定位，无 X 射线辐射，且安装方法简便，价格便宜；缺点是超声图像不如 X 射线清晰，要求操作人员熟练操作，掌握超声图像的分辨。

定位方式：超声波定位系统中的超声扫描探头的位置有多种方式，近年来又加上计算机图像处理系统，超声波定位技术有了很大发展。

（1）采用一个装在冲击波发生源上的超声波探头进行结石定位和实时监测，如图 6－5 所示。采用高分辨率扇形超声波扫描探头；牢固地安装在压电冲击波发生

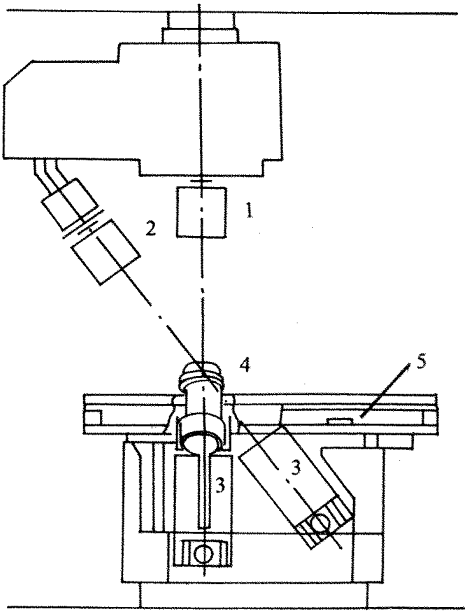


图 6－4　互成 45°角双轴向 X 射线定位系统示意图
1.X 射线球管 1；2.X 射线球管 2（45°）；3. 影像增强器；
4. 冲击波发生源；5.X 射线摄片盒

源球形盘的中心。冲击波聚焦焦点和超声波扫描探头的相对位置是固定的，并在监测屏幕上以光标显示，将超声图像上的结石和光标重合便能实现精确定位。（2）采用两个装在冲击波发生源上的超声波探头进行结石定位和实时监测，如图 6－6 所示。两个 B 超扇形扫描头互成一定角度地装在压电冲击波发生源球形盘上，各自可旋转 90°，沿轴向截面进行扇形扫描。扫描探头可沿轴向上下移动。这样由两个扫描探头实现结石的定位将更为精确，方便、迅速、准确。

3.X 射线和超声波双重定位系统　近年来，新型体外冲击波碎石机采用 X 射线和超声波双重定位系统，利用两种结石定位系统的优点，相互弥补各自缺点，使定位系统性能更趋完美。

二、典型体外冲击波碎石机简介

（一）Dornier HM3 型体外冲击波碎石机

德国道尼尔公司研制的 Dornier HM3 型体外冲击波碎石机为水槽式液电冲击波体外碎石机，采用 X 射线定位（图 6－7）。该机的液电冲击波发生源包括储能电容充电单元，高压脉冲发生器，水下火花放电电极，半椭球反射体和心电 R 波触发单

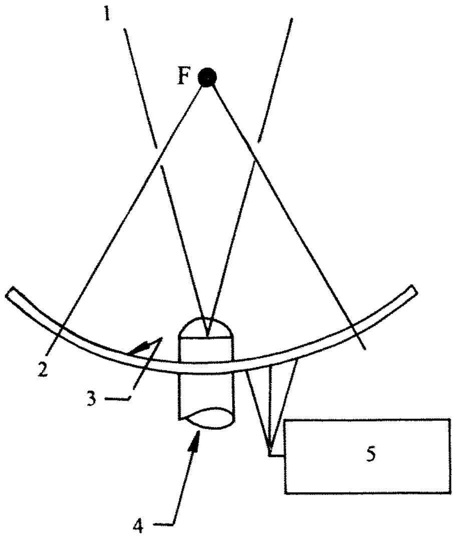


图 6－5　置于压电冲击波发生源圆盘中心的超声波扫描探头定位示意图

1. 超声波扫描；2. 冲击波聚焦；3. 压电晶体组件；4. 超声波扫描探头；5. 脉冲发生器

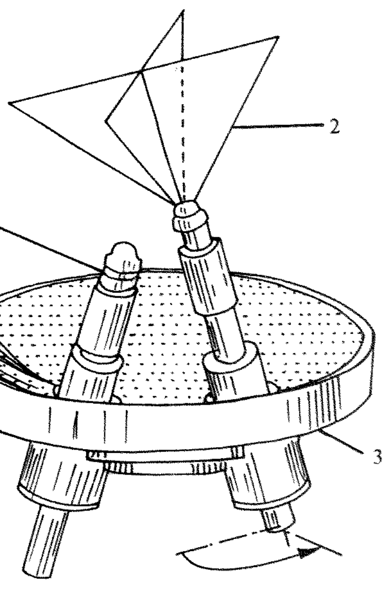


图 6－6　置于压电冲击波发生源上的两个超声波扫描探头定位示意图

1. 超声波扫描探头；2. 超声波扫描；3. 压电晶体组件

元。冲击波能量是从电容充电单元获得。水下电极火花放电由心电 R 波触发。冲击

波与人体间的耦合采用水槽式。水温由热电偶控制。半椭球反射体和 X 射线通道位于水槽底部。冲击波发生源和水槽由支架支撑。水处理系统包括水软化器和去气装置以确保冲击波能量最佳传递。水温由调节器调节。该机的 X 射线定位系统包括 X 射线发生器（高压发生器和控制柜），两个 X 射线球管，两个影像增强器和两个电视监视器，两个 X 射线球管位于水槽下面，X 射线经由水通道进入人体可减少游离 X 射线的辐射剂量，减轻对医务人员的损害。两个 X 射线影像增强器位于水槽上方两侧，可自由回旋。当患者置位后，将影像增强器转至 X 射线中心位置并由电机驱动沿 X 射线束方向移动。当碰到患者时自动停止移动，两个电视监视器位于控制操作室。电视屏幕上的十字标记和结石的 X 射线影像重叠时即达到精确定位。

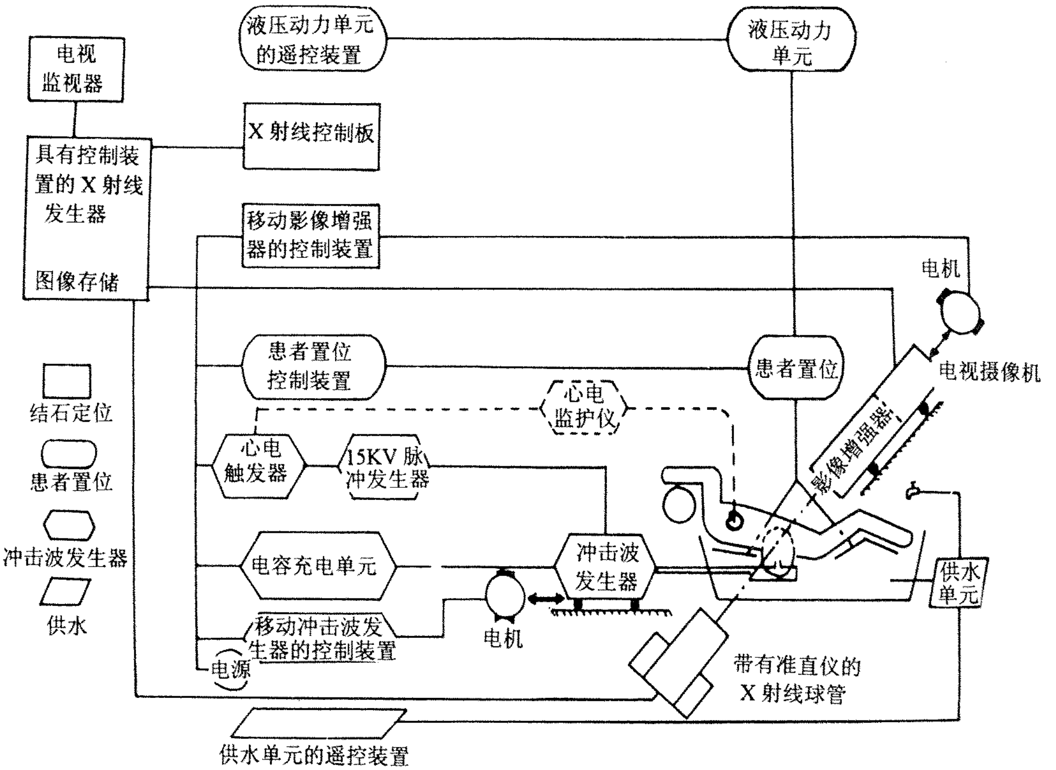


图 6-7　Dornier HM3 型体外冲击波碎石机工作框图

HM3 型碎石机治疗吊架根据人体解剖特点设计，由液压装置快速平稳地调节吊架位置，使患者处于舒适、稳定的位置，以使结石精确地与半椭球反射体的第二焦点重合。该机的水处理系统包括水的软化设备和去气装置，目的为将作为耦合介质的水软化和去气，以保证冲击波的最佳传播、水的温度由水温调节装置调温。两次治疗之间的排水和充满水所需时间约为 30min。

（二）Dornier GM2 型体外冲击波碎石机

Dornier GM2 体外冲击波碎石机是德国道尼尔公司为治疗胆石症而研制设计的。该机为水囊式液电冲击波体外碎石机。采用超声波定位。

1. 治疗单元　采用传统的液电冲击波发生源，液电冲击波发生源固定在 C 型旋臂上，由计算机控制并监视所有移动，操作十分方便。电极采用公认的高效能水下火花放电电极，使用改进型半椭球反射体，第一焦点和第二焦点间距为 11cm，采用具有压力控制感应系统的水囊。

2. 超声定位系统　该系统包括内置和外置的超声成像系统。内置的超声波扫描头可用于结石的定位并连续观察碎石过程。为得到最佳图像，内置的超声波扫描探头可沿半椭球反射体的长轴转动，最大转动角度为 90°。外置的超声换能器固定在多关节臂上，可向任何方向移动以得到结石的最佳图象，最后的定位用光笔指在显示屏幕设在多关节臂踝部的角度探测器向计算机提供结石的几何位置。由计算机计算结石与治疗焦点的相对距离以将患者置位，多关节臂上装有超声波定位系统的控制钮，操作简便。而且该探头容易移开，可用作标准的超声波诊断仪，以进行治疗过程的监护和常规超声检查，整个定位过程由计算机指示并通过控制系统控制电机进行动作。

3. 等中心的齿轮转动系统　治疗单元的固定座置于 C 型悬臂上。根据治疗的需要，可将治疗单元向任何方向移动并可将冲击波发生源置于治疗床的上方或下方进行治疗。等中心的齿轮转动保证治疗单元经过半圆周的移动也不会改变治疗焦点的位置，一旦将焦点对准结石，医务人员可着手找出最佳的治疗通道，而无需重新定位。当任何仪器或电源出现故障时，自锁的齿轮系统移动不会超过 1°，确保患者的安全。

4. 治疗床　适合各种体态的患者置位，可进行三维（上下，左，右和前后）和两个转面（左，右倾斜和前后倾斜）的自由活动。

5. 控制操作台　采用 motorola 6800 型计算机系统进行控制，操作台上将多关节臂和内置的超声成像系统进行切换显示，同时还显示有心电图和呼吸信号，并且通过键盘和控制钮进行治疗系统的操作。

（三）Siemens Lithostar 型体外冲击波碎石机

德国西门子公司研制成功的 Lithostar 型体外冲击波碎石机，不仅是现代化、高性能的碎石机，而且可以用于完成所有和治疗结石症有关的诊断和辅助治疗。采用新型电磁冲击波发生器，X 射线定位，是一种水囊式体外冲击波碎石机。

1. 电磁冲击波发生源　利用电磁原理产生冲击波。由电脉冲导致金属薄膜的运动从而在水介质中形成冲击波，经声透镜聚焦。冲击波由水囊耦合进入人体。冲击波的触发方式是呼吸同步。使用较低的冲击波能量可得到理想的治疗效果，因而可以降低患者人体上的应力。两个冲击波治疗头对称地放于患者两侧，以便从左侧或

右侧进行碎石治疗。

2.X 射线定位系统　由两套互成 37°角的 X 射线球管和影像增强器组成。一套 X 射线球管和影像增强器是在正常的主轴位置也即垂直位置，胶片盒可以很方便地移动至瞄准的 X 射线通道之中进行摄片。另一套 X 射线球管和影像增强器和主轴成 37°角。

当第一套 X 射线定位系统在水平方向确定结石位置后，借助于电子指示器在监视屏幕上标出结石位置，由计算机控制进行对中。然后由第二套 X 射线定位系统确定结石的垂直向位置，计算机控制治疗床垂直移动使结石与治疗焦点重合。自动瞄准系统以保证患者接受最低的 X 射线辐射剂量并实现两束 X 射线，治疗焦点和结石的精确重合，而且由于减少 X 射线的散射而提高影像质量。

采用呼吸触发结石定位。此 X 射线定位系统还能自动调节控制 X 射线剂量。

3. 治疗床　治疗床可由电机驱动进行三维运动。可以很方便地插上腿支架和污物盆以进行泌尿系统的诊断和治疗。

4. 操作控制台　利用计算机辅助治疗，配有心电图和呼吸信号监视器以及两个 X 射线影像荧光屏。可进行下列遥控操作：移动治疗床；触发冲击波；移动 X 射线机；实现 X 射线束的对准，影像的交换和治疗过程的记录，还能显示冲击波能量冲击波冲击次数，x 射线累计计量以及数字式影像储存。

（四）Sonolith 3000 型体外冲击波碎石机

由法国 Technomed Internathonal（TMI）公司研制成的 Sonolith 3000 型体外冲击波碎石机于 1986 年问世，这是世界上第一台适用于治疗尿石症和胆石症的通用型体外冲击波碎石机。该机为水盆式液电冲击波体外碎石机，采用超声波定位。它将治疗的有效性，患者的安全性，系统的流动性和技术的可靠性等优点集于一身。

1. 冲击波发生系统　该机液电冲击波的产生是由位于半椭球反射体第一焦点处的电极之间进行水下火花放电形成冲击波压力脉冲，在水中传播以最小的反射和散射进入人体，聚焦于第二焦点也即结石所在处将结石粉碎。

本机采用的 Diatron 型液电冲击波发生源工作框图如图 6－8 所示。Diatron 型液电冲击波发生源的优点如下：①液电冲击波的发生极其迅速；②瞬时产生的冲击波峰值很高，这是有效击碎结石的关键因素之一。在任何情况下都不会产生张力波；③冲击波聚焦焦斑范围为 0.7cm×1.5cm；④采用独创的电脑程序系统——程序等离子态区系统（compAS），不断调整水下火花放电电极之间的间隙距离使其保持不变以更好控制第二焦点处聚焦冲击波峰值的范围，尽可能保证稳定的冲击波峰值而获得最佳疗效；⑤延长水下火花放电电极的使用寿命，减少电极消耗；⑥采用心电触发，由脉冲控制计算机控制储能电容器和心电 R 波同步放电；⑦冲击波发生源置于不锈钢水盆中，而水盆下有能移动的机架。只需移动冲击波发生源使半椭球反射体的第二焦点和结石重合，而患者不需移动位置。患者接受治疗部分浸没于水盆中，冲击波由水介质耦合进入人体。

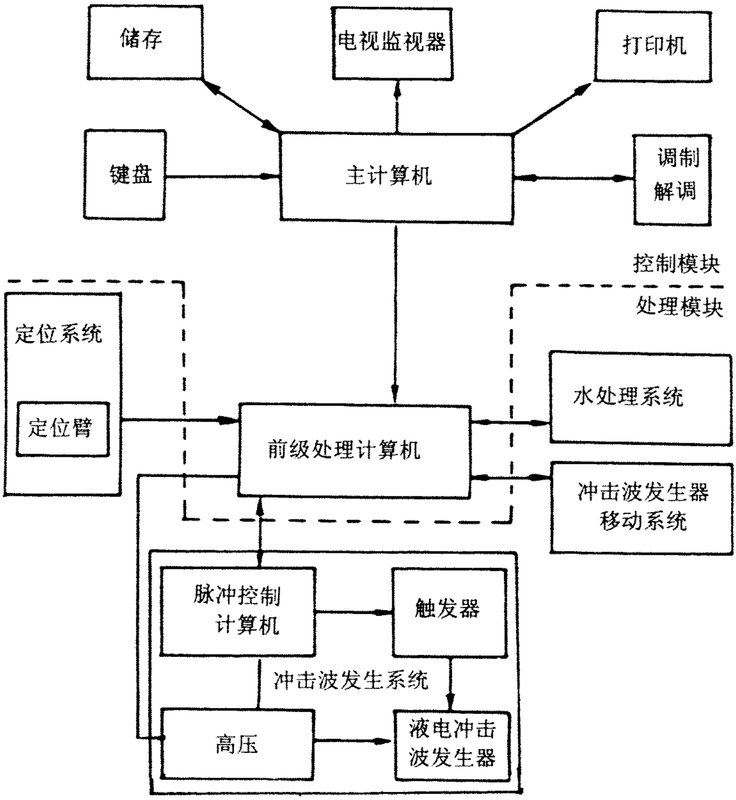


图 6－8　Diatron 型液电冲击波发生源工作框图

2. 超声波定位系统　本定位系统的独特性在于将超声波扫描探头和独创的多关节活动定位臂相结合，提供清晰的胆结石和肾结石图像以便精确定位。

根据患者的体态和治疗方式选择最适宜的超声传感器频率。多关节活动臂可自由旋转，灵活移动。手动超声传感器可快速、有效地对各种成分的结石进行定位，包括 X 射线下不显影的结石。治疗过程中可实行实时超声波成像监测而不干扰冲击波的传播。

3. 计算机控制治疗系统　具有多种用户语言的 lithsoft 操作软件控制治疗操作。采用软接键技术便于操作。操作者通过荧光屏幕上的指令一步步的完成程序操作，所有必要的功能都可通过荧光屏下方的 8 个控制键完成。该机另一独特的安全特征是内含检测程序。每当主机启动后，lithsoft 程序便通过仪表检测仪器的各种安全性和可靠性。其中两项最重要的检测项目是冲击波发生源可否在其工作区域内自由移动和多关节定位臂可否正常工作。

（五）EDAP LT－01 型体外冲击波碎石机

法国 EDAP 公司继德国道尼尔公司之后，研制成采用新的压电晶体冲击波发生

源和超声波定位系统的水囊式新型体外冲击波碎石机，也被称为第二代体外碎石机。新型体外冲击波碎石机克服了 Dornier HM3 型体外冲击波碎石机设备复杂，需要更换电极以及售价和操作费用都比较高等缺点。该公司研制的 EDAP LT－01 型体外冲击波碎石机，冲击波和人体间的耦合首次采用水囊式。由于取消了水浴，利用超声波对结石进行迅速而准确的定位也得以实现。从此以后，液电冲击波体外碎石机也从水槽式改进为水囊式，除了 X 射线定位方式外，还发展了超声波定位方式以及 X 射线和超声波联合定位方式。

1. **压电冲击波发生源**　压电冲击波发生源由一系列压电发送器组成。320 块压电晶体块覆盖于一球形盘上，压电晶体块的总表面面积是焦斑面积（其直径为 4mm）的 10 000 倍。换句话说，每块压电晶体只需承担冲击能量的 0.31%，就可在焦点处得到加强 320 倍的能量。这样，每个发射点的能量比较小，使碎石过程更为安全可靠；而且，对于压电晶体的损耗微乎其微。经以 10 倍于最高临床使用的冲频率和 2 倍的最大额定功率进行连续 100 小时的疲劳试验，未发现压电晶体的损毁。计算机据此算出压电晶体和冲击波发生源的寿命为 10 年左右，也即 10 年之中的设备运转费用主要是电能的消耗。

压电晶体块由固态电子线路驱动工作，能量从 0 至最大可连续调节，非常稳定可靠，而且便于维修。

2. **冲击波和人体间的耦合**　首次采用水囊耦合方式。利用橡胶薄膜和凝胶介质实现与人体紧密接触耦合，水囊内充满软水，并以甲醛作为防腐剂。在连续使用的情况下，用户每 6～9 个月可自行更换 1 次。水囊的膨胀或收缩，可根据患者的需要在操作台上进行摇控操作。

3. **超声波定位系统**　采用高分辨力扇形超声波扫描探头，牢固地安装在冲击波发生源球形盘的中心。冲击波聚焦焦点和超声波扫描探头的相对位置是固定的，并在监视屏幕上以光标显示。能精确快速地进行定位，结石和焦点的重合精度为 1 毫米。

在治疗过程中可进行连续、实时超声波扫描，能随时观察结石粉碎程度；并可随时发现结石偏离焦点以便及时纠正，大大提高冲击波命中率。配有特殊装置确保只在结石和冲击波聚焦焦点重合时才触发冲击波以避免冲击波的无效冲击。采用计算机进行定位并能数字存储 16 帧超声波图像。

4. **操作控制台**　治疗过程中的所有移动都在操作控制台上进行遥控，由电动机驱动。冲击波发生源的工作也由操作台进行遥控。采用计算机辅助治疗操作，并在屏幕上显示冲击波聚焦焦点的空间位置，及时打印出关于碎石的治疗报告。

（六）KDE 系列体外冲击波碎石机

中国科学院电工研究所与北京医科大学人民医院合作，1984 年 10 月研制成功中国第一台实用样机——E 8410 型体外冲击波碎石机，1985 年 8 月 19 日在该样机上

进行第一次治疗肾结石患者的临床试验，获得成功。卫生部组织了对该机的鉴定，认为整体研究工作达到国际水平，临床效果良好，填补了我国医学领域的一项空白。

在 E 8410 型实验样机的基础上，经过不断改进，中国科学院电工研究所体外冲击波碎石实验室研制的 KDE 系列体外冲击波碎石机具有粉碎肾结石、胆结石、输尿管结石和膀胱结石的优良功能。现仅举 KD－1 型体外冲击波碎石机作一介绍。

该机的结构和特性如下：

（1）液电冲击波发生源产生的冲击波波形良好，脉冲窄，前沿陡，达到联邦德国 DornierHM3 型体外冲击波碎石机的水平。所需治疗能量小，多在 50J 即取得良好的碎石效果，对人体组织损伤小。发生源的水下火花放电电极寿命为 1 000 次冲击波左右。

（2）冲击波和人体之间耦合方式为水槽式。

（3）采用互成约 90°角的双轴向 X 射线定位系统，应用分辨力很高的影像增强器和电视系统。配备水槽内 X 射线点片装置，可在工作位置上随时进行摄片。并采用治疗中无水摄片和定位装置，可增加在治疗过程中对结石的观察和分辨能力，从而相对扩大了治疗适应证。其对结石的分辨力可达 2mm 左右。同时，为提高定位的精度和速度，设计了机械定位装置，使用这种定位器可缩短定位时间，只需 30～180s 即可准确定位。这种定位装置是国内外同类机型所没有的。在整个一次碎石治疗过程中，X 射线累计照射量小于 3R，对患者的损伤小。

（4）采用心电 R 波触发，可避免对心脏的干扰和影响。

（5）采用宽调速力矩电机，使机械运动系统的三维运动灵活方便，噪音小，调节精度达 1mm。

（6）治疗操作过程集中控制，便于操作，节省人力。

（7）维修方便，价格低廉，为国外同类型机型的 1/10 左右。

在 KDE－Ⅰ型体外冲击波碎石机的基础上，中科院电工研究所又推出 KDE－Ⅱ型及 KDE－Ⅲ型体外冲击波碎石机以及 NE 系列肾胆石通用型体外冲击波碎石机。目前，中科院电工研究所正在综合国际上各种类型的体外冲击波碎石机的特点，结合我国实际条件和临床应用的各种需要，对已有机型不断进行改进。

三、常见故障及排除

由于目前体外冲击波碎石机的种类繁多，型号各异，不能一一例举，因此我们仅以西门子公司 Lithostar 体外冲击波碎石机为例，对碎石机各部分的故障作一描述。Lithostar 型体外冲击波碎石机在目前仍属于较新型的体外碎石机，其冲击波发生源采用电磁冲击波发生源，并为此配备了一套比较复杂的水处理系统，X 射线定位方式为两个互成 37°角的双轴向 X 射线定位系统。

（一）冲击波发生源及水处理系统

由于采用电磁冲击波发生源，因此相对于电极放电式的液电冲击波发生源来讲，大大提高了冲击波发生源的使用寿命，其主要破损元件为电磁线圈和振动片，一般情况下线圈和振动片的寿命为 8 万次冲击波。其损坏时的故障现象主要表现为高压报警（高压检测偏离正常值），真空泵保持跳闸（由于真空管道进水，振动片破损所致）等等。

该机的水处理系统比较复杂，主要作用是对两个冲击波头内的水进行软化和去气泡，见图 6－11 所示，每个冲击波头有一个进水管道，一个出水管道，一个真空管道，一个压缩空气管道。在冲击波头工作时，其腔内的水处于循环状态，将气泡及冲击波产生的热量排出冲击波头，同时，由真空泵将振动片与线圈间抽成真空，以防击穿。压缩空气管道的作用为给水囊以一定的压力，使水囊与人体形成充分耦合。

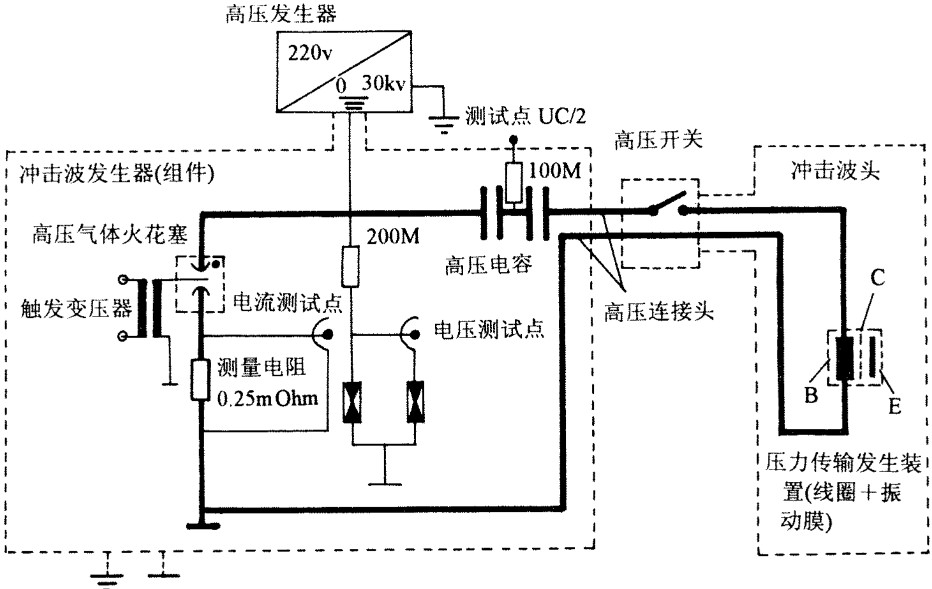


图 6－9　冲击波高压发生系统

冲击波发生源与水处理系统常见故障见表 6－1。表 6－1 所列是水处理系统的常见故障，当然，各种机型结构不一样，故障现象也会千差万别，但是其原理基本上是一致的。水处理系统结构如图 6－12 所示。

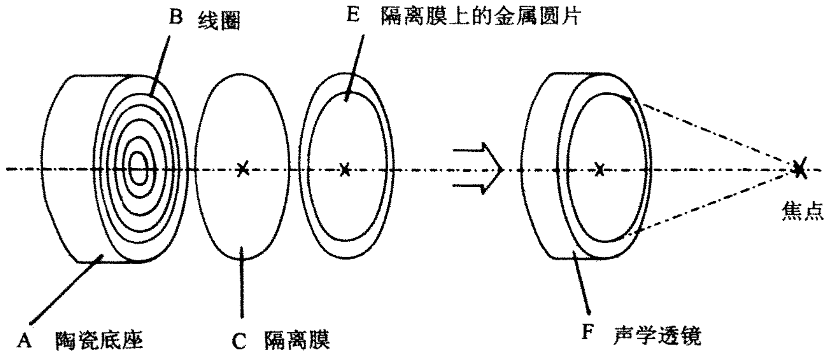


图 6－10 线圈和振动片结构图

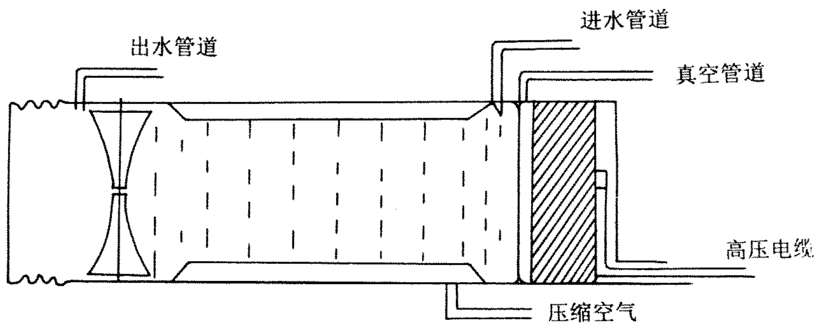


图 6－11 Iithhostar 冲击波头示意图

表 6－1 冲击波发生源与水处理系统故障处理

常见故障	可能原因
(1) 按下冲击波启动按钮无冲击波产生，并报错误指示（非正常操作除外）	(1) 高压电源无高压输出 (2) 高压电容充不上电 (3) 高压开关接触不良 (4) 冲击波头坏，高压电路保护
(2) 虽有冲击波产生，但声音异常，并常伴有连击现象	(1) 冲击波头寿命到 (2) 冲击波头漏水
(3) 左右冲击波头均充水不足	(1) 初始化水处理灌注时间不充分 (2) 公共水路管道系统水流量不足 (3) 过滤塞需清洗
(4) 单侧冲击波头充水不足	(1) 初始化水处理灌注时间不充分 (2) 探头内必须先充满足够的空气
(5) 水处理系统掉电	(1) 真空电磁阀进水； (2) 压缩机不工作

常见故障	可能原因
(6) 冲击波头内汽泡无法排出	(1) 水循环管道不畅； (2) 水和负压不够； (3) 大循环泵 M15 工作异常
(7) 水处理指示灯闪烁，冲击头不工作	需要对水箱内陈旧水进行更换
(8) 冲击波头指示灯闪烁	冲击波头计数器满 30 万次需要清零
(9) 流量表流量下降，水处理 OK 指示灯不亮	(1) 更换过滤塞； (2) 冲洗输水管道； (3) 检查水泵 M15
(10) 水处理 OK 指示灯灭，同时探头充气不足	检查压缩空气泵，压力表，空气管道有无漏气

（二）X 光定位系统

如图 6－13 所示，两个 X 光丘管、影像增强器、摄像管、电视系统构成了 X 光定位系统。X 光定位系统常见故障及排除方法如下所述。

故障 1：在使用过程中，用丘管Ⅰ对病人进行正位（平面）透视时，监视器Ⅰ显示正常，而当使用丘管Ⅱ对病人进行斜位透视时，监视器Ⅱ无 X 线图像，观察 X 线控制台 Po1yhophs 30 无异常显示。将两路电视通道进行交换，监示器显示正常，因此可以把故障缩小到下述范围：①影像增强器Ⅱ工作不正常，无信号输出；②摄像管Ⅱ无电视信号输出。

我们首先检查影像增强器Ⅱ的电源部分，发现供片影像增强器的高压电源的初级保险 0.25A 烧坏，更换保险管后，再通电，透视仍无图像，检查发现所换保险丝已烧坏，检查电源电路，发现电源变压器 T_1 烧坏。为查清原因，逐个检查电路元件，发现三路高压中供影像增强器阳极的 25kV 的升压电路中的振荡功率管 2N3054 击穿，由于国内市场上无此元件及进口替代件，改用体积较大的国产 3DD60D 代用，由于体积不适，改在机箱处连接，同时将重新做好的变压器换上，再开机加电，此时听见床下有高压打火的响声。经检查打火出自影像增强器Ⅱ的高压插头处。发现其管型插头上有一针眼大的小孔，周围已发黑，说明由于插头绝缘性不好或受潮导致击穿与机壳构成打火回路。由于该电缆特殊，若向西门子公司订购既需要时间，价格又昂贵。因此我们采用聚四氟乙烯材料用车床重新加工了一个电缆接头，装上后机器不再出现打火，且前述故障消失。由此看出，该故障最初是由于电源接头击穿而引发的。

故障 2：片盒不能拍片。该机 S 片盒通常不用时放在床的一头，当需要拍片时将其拉到平面工作位置进行。出现故障时，拍片虽然到位，但紧急开关不起作用，其它一切正常。检查发现暗盒限位开关失灵。更换限位开关后仍不能拍片。打开暗盒，发现里面一凸轮电机已卡死，无法运转，后调整好位置后，一切正常，透视顺

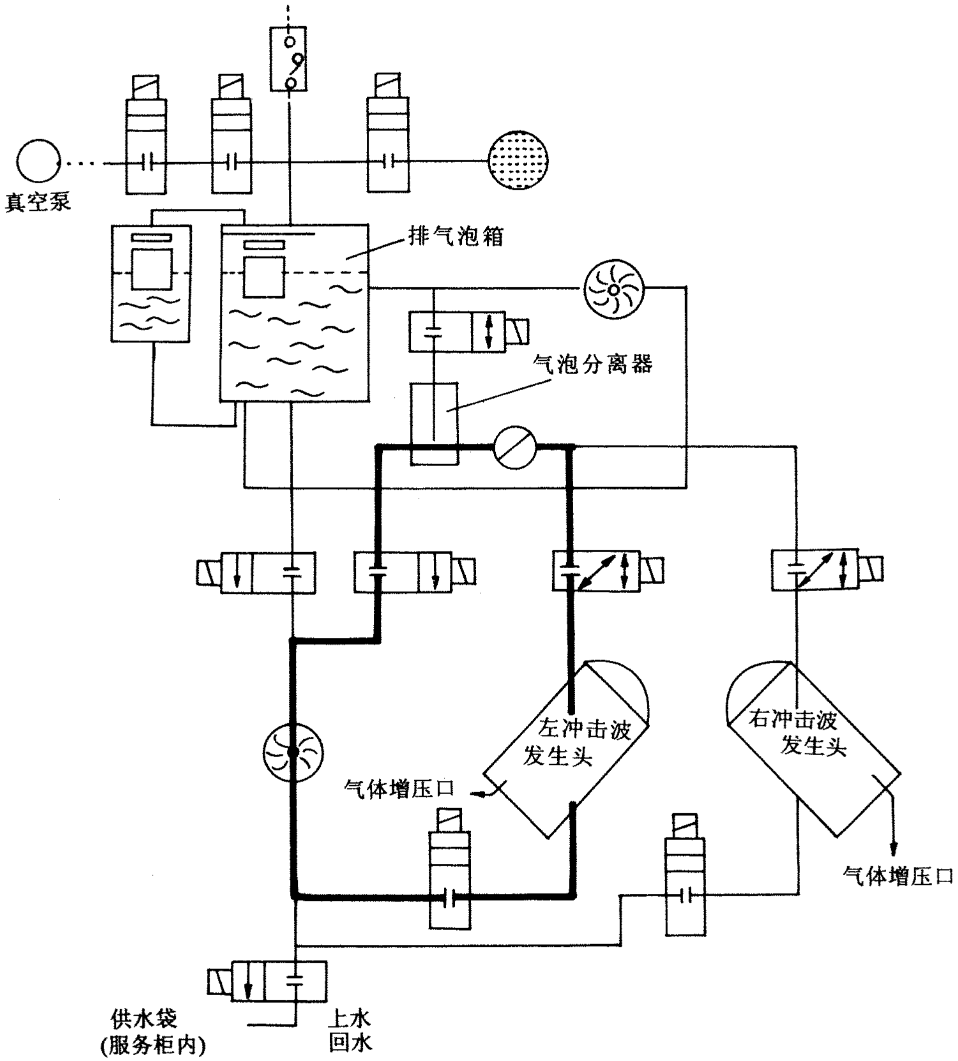


图 6－12　水处理系统图

利进行。

故障 3：与丘管Ⅰ对应的显示器Ⅰ图像暗淡，此时操作台上显示 kV，mA 值偏高。但丘管Ⅱ与监视器Ⅱ正常。怀疑丘管Ⅰ对应的影像检验器与摄像管有异常，检查发现摄像管Ⅰ的光圈控制电机电压指示灯不亮，调整电机电压，指示灯亮，此时再做透视，发现 X 线剂量明显降低，图像正常。

故障 4：在对病人进行结石定位透视时，监视器Ⅰ显示正常，当用丘管Ⅱ对病人进行斜位透视时，图像并没有在监视器Ⅱ上显示，而是跳到监视器Ⅰ上，并且冲掉监视器Ⅰ上原有正位图像。该故障较为少见，因为两路电视系统基本上互不交叉，分析有下述

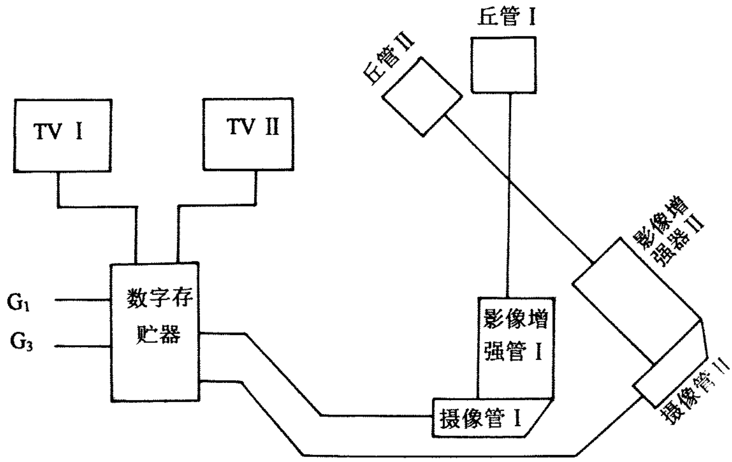


图 6－13　X 光定位系统框图

几种可能：①MEM03KOPU 图像数字存贮器呈双路输入，单路输出，OUTⅡ无输出，OUTⅠ同时输出图像Ⅰ，选Ⅱ时输出图像Ⅱ，故均在监示器Ⅰ上显示；②P_{51} 板输出 X_3，X_4 两路电视信号出现串路；③选择键 G_1，G_3 输出信号有问题。

由于第②种原因可通过分段更换检查因此先此下手，经检查，排除了电视信号串换的可能性。因此需对①、③两种情况做一检查。检查先从选择键（控制台上）G_1、G_3 开始（G_2 为拍片选择正常），由原理图查知，G_1、G_3 信号输出除供给 X 光机部分外，还控制电视系统的显示。查 G_1、G_3 信号与 lithostar 的接口为 D_8 板（光电耦合板），见图 6－14，查 D_8 板的 d_4、d_8 脚，d_4 为 G_1 信号输入，d_8 为 G_3 信号输入。当选择 G_1 时，发现 d_8 为 24V，d_4 为 12V，即 d_4 没有回到低电平，断开 d_4 输入线，测量 d_8 为 24V，d_4 板内为 12V，d_4 输入（外端子）为 0V，由此可以断定，d_4 线的高电平是在 D_8 板内产生的，从 D_8 板的原理图可以看到，d_4、d_8 输入线由两个反相二极管进行隔离，正常情况下不会发生短路，当其中一个二极管击穿，则有可能产生上述情况。d_4 呈高电平多由于 V_7 击穿，静态测 V_7 良好，很可能 V_7 发生热击穿。换一国产二极管 $2CP_{14}$，结果 d_4 呈电平正常。进行透视，监视器Ⅰ，监视器Ⅱ均正常显示，未发生串位显示。说明故障点明确。

（三）治疗床与控制系统故障

Lithostar 碎石机治疗床在结石定位中起相当关键的作用。由于冲击波治疗头位置固定，因此结石需要靠治疗床的三维移动来置于冲击波焦点处。治疗床的升降靠升降电机及齿条带动，水平二维移动靠两个水平电机及丝杠运行。并且在床与基架之间按装有多个限位开关来保护床的移动超限，为了准确的定位结石，床的移动单位为毫米。床主要发生的故障为机械故障及操作者的非正常操作，举例如下。

1. **床无法向一方向运动** 可能原因为：①运动超限；②冲击头过早升起；③限位开关失灵。

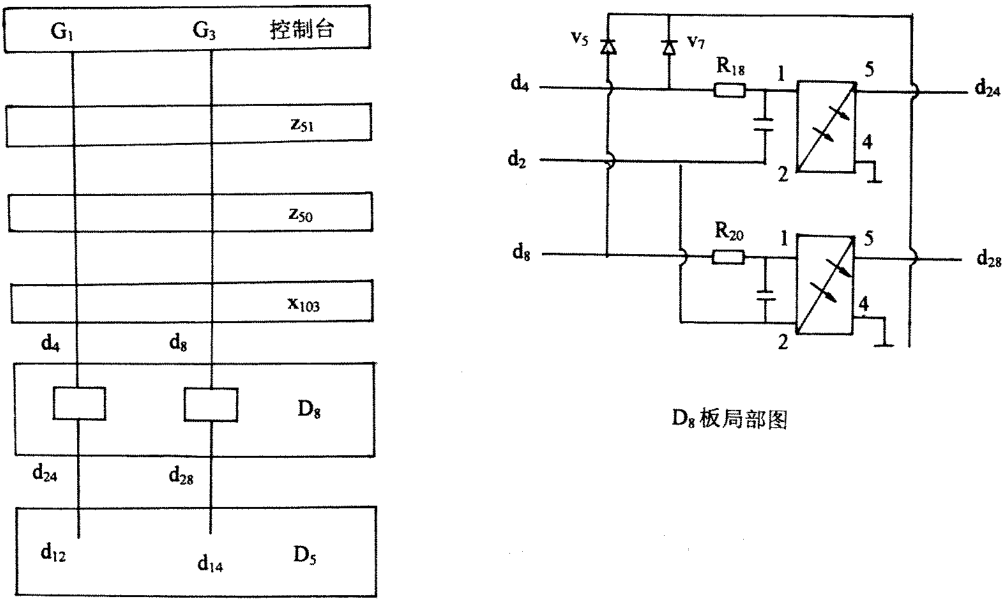


图 6－14 D_8 板局部图

2. **拍片盒不能推到拍片位置** 可能原因为：①冲击头没有完全落下；②限位开关失灵。

3. **机器加电后显示 Error 0－32，不能顺利使用** 这种情况多是由于安全开关中的某一个不能闭合造成 24V 电压加不到继电器上而造成的，可按图 6－15 进行分析测试。

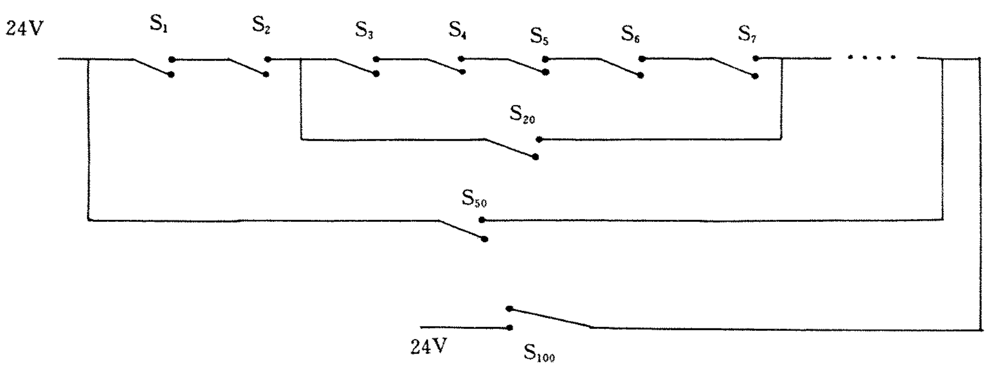


图 6－15 床位控制原理图

S_3 床最高位限位开关；S_5 暗盒架停放限位开关；S_7 床左右，前后限位开关；S_4 床最低位限位开关；S_6 探头工作停放限位开关：S_{20}床下复位加电开关；S_{50}总复位开关

第七章　放射治疗机

一、^{60}Co 治疗机（THERATRON 60）

^{60}Co 机是带有放射源的设备，维修时一定要当心，一要大胆，二要细心。进入机房前一定要先注意安全连锁是否起作用！进入机房后一定要看源指示杆是否在安全位！这要养成一种习惯。

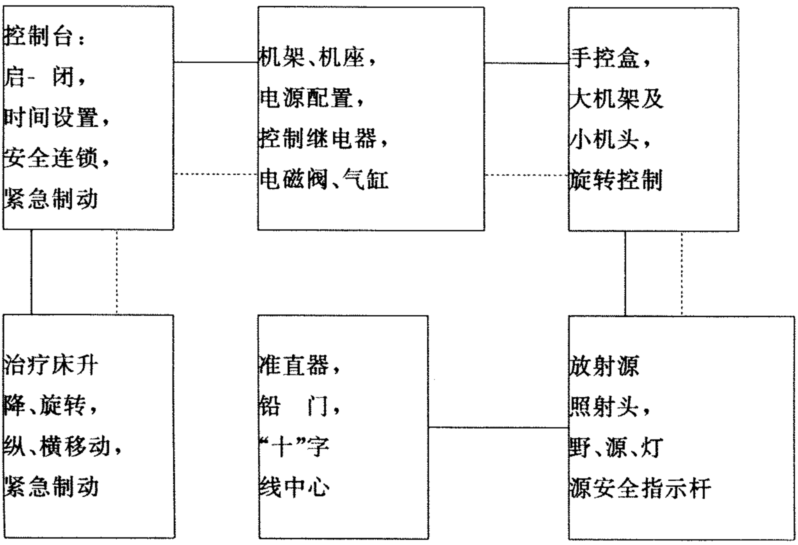


图 7－1　^{60}Co 治疗机各大部件关系框图

（一）基本工作原理

^{60}Co 治疗机各大部件关系见图 7－1。各框图的内容即它所完成的任务，实连线为电源，虚连线为控制关系。仅从机器所完成的任务角度看，最基本的工作原理即能控制放射源从安全存放位置到达指定治疗位置，并在指定治疗位置停留所需时间，后再返回到安全位置。机器的各个设备都是为完成这个任务，再加上医学上、安全上的需要而配置，组成一部完整的治疗设备。这个简单过程的实现是通过一个汽缸活塞来带动放射源抽屉往返移动完成，见图 7－2。平常前后缸电磁阀均不带

电，前缸进气口通，排气口闭；后缸阀正好相反，这时储气筒内存有一定压力的气体经前阀进入前缸将活塞推向后，带动源抽屉将源存放在安全位置。治疗时前后缸电磁阀同时得电，过程与不加电时以上过程正好相反。储气筒气压经后阀进气口进入后，推源抽屉向前移动一定距离将放射源推到指定治疗位置。一旦治疗结束断电或意外情况发生断电、紧急情况断电，这时前后电磁阀失电，前缸通后缸排，储气筒内气进入前缸将源推回到安全位置。

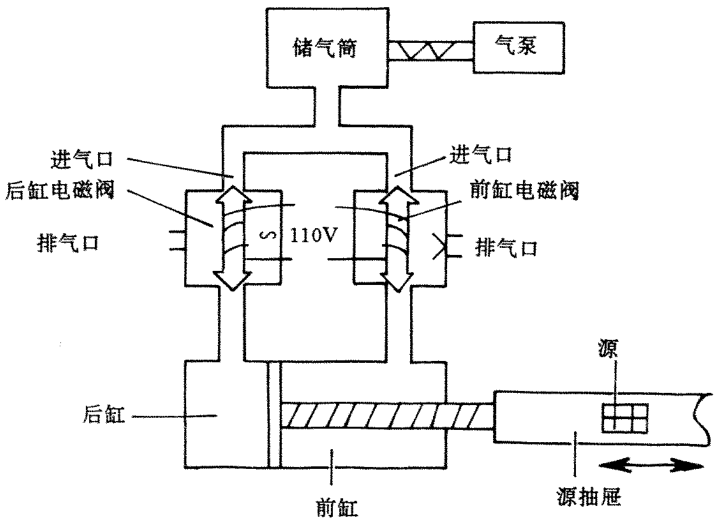


图 7－2　工作示意图

（二）故障分析举例

1. **治疗中光野突然消失**　可能的原因有：6V 电源无；保险丝断；灯连线碰铁，断线，灯坏。查后确定灯坏，因射野灯和放射源都装在源抽屉上，更换务必小心，必须按一定步骤进行，否则就可能受到照射。

（1）更换射野灯：①一定要先打开机器，让气压泵工作，建立系统气压。此时前缸进有一定压力的气体，防止处理中源滑出安全位置造成不必要照射；②当系统气压建立后，关掉机器；③卸下机头前盖两侧两个埋头螺钉，卸下前盖，拆下灯电源插头；④用设备提供专用工具“T”形杆，插进源抽屉孔，松开阻止块下方两个螺钉；⑤用另一根头部带红色部分“T”形杆插进源指示杆，轻轻拉灯架（注意不能拉力过大，如拉不动，可再松松两个螺丝），直到拉出灯架组件；⑥小心更换灯后，细心恢复以上备件。并把两个“T”形杆放回原处以备后用；⑦更换射野灯后，应对灯光野与照射野的重合性进行检查，调整。

（2）射野中心“十”字线调整：①将治疗床面放到零位并锁紧；②将机架臂、机头精确设到零位；③用设备提供的专用工具磁性距离指示杆升床面和杆尖轻轻接触，取下定距杆；④在床面上贴一方格纸，打开射野灯，在“十”线纸上投影点上

打一个点，旋转准直器 90°在纸上产生一个新的投影点并划下这个点，重复以上再产生两个点。将第一点与第三点连接，第二点与第四点连接，产生一个交点；⑤放松固定“十”字线螺钉，调整“十”线交点使交点投影与纸上找到的交点重合。再按第四步进行直到旋转准直器到任意角度，“十”字交叉点的投影落入 ±1mm 圆内，此点即为“十”字线中心，也就是等中心点。

2. 放射源突然出不来　从图纸上分析：①首先想到的是气压；②电磁阀加电否；③各项连锁是否完成；④电磁阀坏；⑤卡源。

检查实例：根据分析查气压没问题。电磁阀加上电，连锁都完成，最后怀疑到电磁阀坏。测量电磁阀线包是好的，为进一步证实，就一个人进入机房听阀芯体动作声，能听到阀芯体动作声，说明电磁阀启闭是好的。再怀疑源抽屉被卡？人工拉源抽屉也拉不动，后放掉气拉能拉动，说明抽屉滑道未卡。打上气后一切如故，只有怀疑前阀排气孔有问题，细查前阀顶端排气孔被小机头摆齿上油污经导线外壁加上灰尘日积月累被堵。捅后一切恢复正常。教训是进入机房听阀芯体动作声时忽略了听排气声。

（三）综合分析

一台设备几乎都是机电一体化，了解机电的相关性很重要，将两者结合起来分析讨论很有助于问题的解决。同一种故障现象，可能由多种因素引起，往往不是一种必然的因果关系，只有掌握分析方法，加上熟悉图纸，才能较快地排除故障。学会把一个复杂问题化简，就可以把一个整体问题分块处理。遇到一个新问题先不要急于动手，先要冷静地分析，理出一条线索，思路尽量宽一些，多考虑些引起故障的各种因素，一个一个排除。

二、SL75－14 直线加速器治疗机

SL75－14 是机电一体化组成的紧凑式等中心兆伏级射线治疗机器。它可提供 4、6、8、10、12、14MeV 电子线和 8MeV X 线静态和动态方式治疗。具有楔形野 X 线治疗，剂量可自动依次分两次给出，所要求的楔形角度可根据总剂量和楔形剂量合理比例的改变来实现 0～60°之间楔形角度的设定。为充分保证病人的安全，系统提供双通道剂量监测系统，确保安全运行程序。

（一）主要组成部分

1. 机架装置　滚筒、臂、照射头。

2. 调制器柜　主电源分配、高压产生、高压脉冲形成网络，±15V、±10V 电源，及读出电路板等。

3. 监测控制柜（MCC）　作测试调整机器用，上面有各种监测仪表、指示灯、控制开关等。对故障监测、机器调整是很有用的装置。

4. **治疗控制柜**（TCC） 是一台专用计算机，存放着各种治疗参数和一些机器工作参数。通过接口电路控制着机器的运行和监测机器运行的正确性。一旦出现某种故障，可使机器停机并提示出现故障的原因，对维修也是一个重要参考设备。

5. **治疗控制终端**（TCT） 是一个控制台，可做人机对话。设置治疗一切数据，启动加速器治疗运行，出现故障及时记录故障原因在提示栏内。用主菜单第五项可对机器进行检测。

6. **运动控制器** 操作机架、机头、铅门、床的运动，必要时可以紧急制动。

7. **水制冷器** 使成20℃循环水对机器内发热元器件磁控管、双腔调谐器、偏转室、聚焦、对中线圈散热。

（二）随机图纸系统

为有效地使用随机文件，了解图纸编号，尽快找到所需图纸，对分析、查找故障点能起到事半功倍的作用。本系统采用MEL方式管理，图纸编号共用12位数码，前7位数码表示SL75机器系列号，如“4513 327…”；接下来的4位数码用于区别该机器的各大系统，如“4513 327 6000”的后4位是指MCC监控系统；图号“4513 327 6100”的后4位6100是指MCC第一层，依次类推，6800即第8层；机架编号2000，滚筒3000，臂4000，照射头5000；TCC和TCT是7000系列；病人支撑系统是8000系列；运动控制器8500系列；调制器柜是9000系列；系统图纸用00××系列。机器中的各大部件连接是通过多路连接器完成，它的编号也和所在图号取得一致，如PL/SK 64B－A，即是MCC第四层的B号接插件，A为接插件上的针号。再如继电器RL64－A，即指MCC第四层上继电器A。这里以“0”开头的后4位数码是用来表示系统图号，在系统图中都给出许多相关电路图的中间关系、相互作用，对了解整体关系很有用。

（三）基本工作原理

图7－3给出SL75－14工作原理框图。从MCC中P.R.F发生器出来的重复脉冲经62E－60M－90M到闸流管前置脉冲板的LL端，升压后触发闸流管，对每一个脉冲产生一个负向高压脉冲，这个负向高压脉冲通过高压电缆送往机架上的脉冲变压器升压，然后同时加到磁控管和电子枪阴极。磁控管产生2998MHz微波，并进入加速器的波导管，同电子枪发出的电子作用。加速器的波导管由前后各一个离子泵保持高真空状态（约10^{-6}torr以下）。电子束在微波场中获得能量而被加速，在加速管的末端电子已获得相当高的能量。电子束经过一个漂移管进入偏转室，在偏转室横向磁场的作用下，电子束偏转96°，而后打靶产生X－线（X－线方式），或者直接穿过一个薄的金属窗（电子线方式）。靶和窗后是照射头，它由准直器和可变光阑组成，限光筒是为电子线野所设置。从图5—26中可看出，有两个闭环控制系统：一个是AFC自动频率

控制系统，从波导管取出微波信号进入双腔调谐器调谐将高低腔差信号检波放

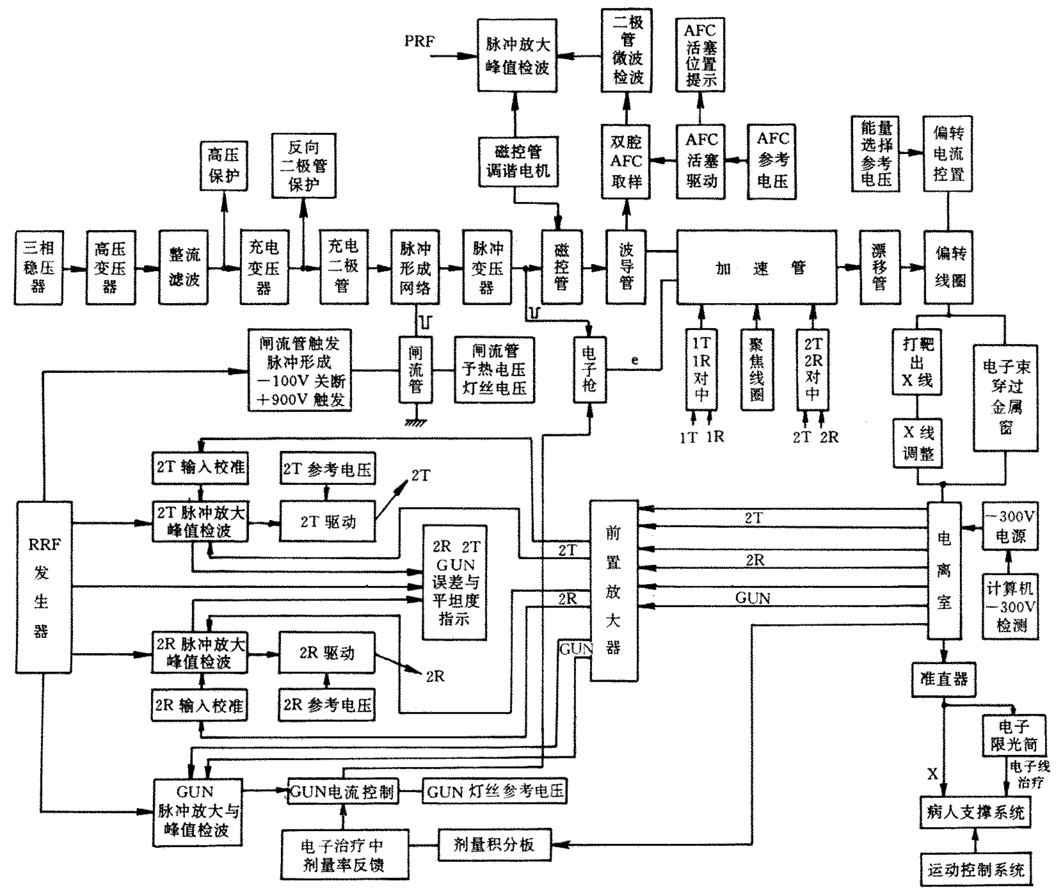


图 7－3　SL75－14 工作原理框图

大去驱动磁控管调谐电机，使磁控管的谐振频率保持在一个定值上，使 AFC 误差为零，该 AFC 的工作过程的描述见图 7－4；另一闭环系统即为控制束流对中的 GUN、2R、2T 系统，综合的结果使照射区域剂量均匀，从受射线束作用的电离室中取出 2T、2R、GUN 各自的信号，进行放大、校准、平衡后反馈到各自的控制电路，调整束流的质量和对中情况，使各自对称的电离室所受的射线一致差值为零，即野区剂量分布均匀。图 7－5 给出了使束流对中的工作过程。

（四）常见故障处理

由于电子束在加速管中获得能量传输过程中受到多种因素的制约，如分布电容、温度、地磁、湿度、电网的波动等的影响，磁控管谐振频率会发生一些变化，AFC 系统就是用来在谐振频率 f_0 附近 ± 20KHz 内来自动稳频。由于某种原因频偏超出了自控范围，就会出现输出剂量低、不稳、平坦度故障等。就需人为地再行调谐。常见的故障现象是平坦度故障切机，从 MCC 仪表上看，平坦度超限跳闸、也可

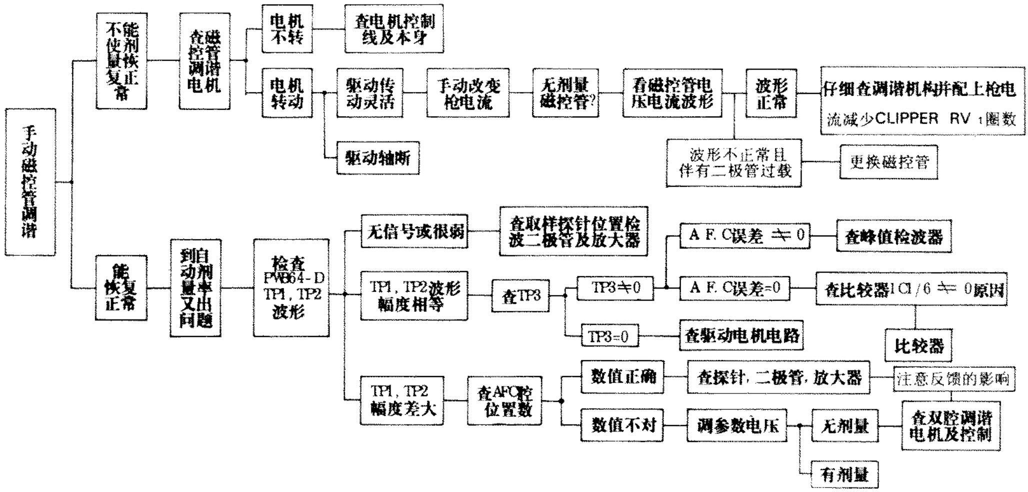


图 7－4AFC 调谐流程图

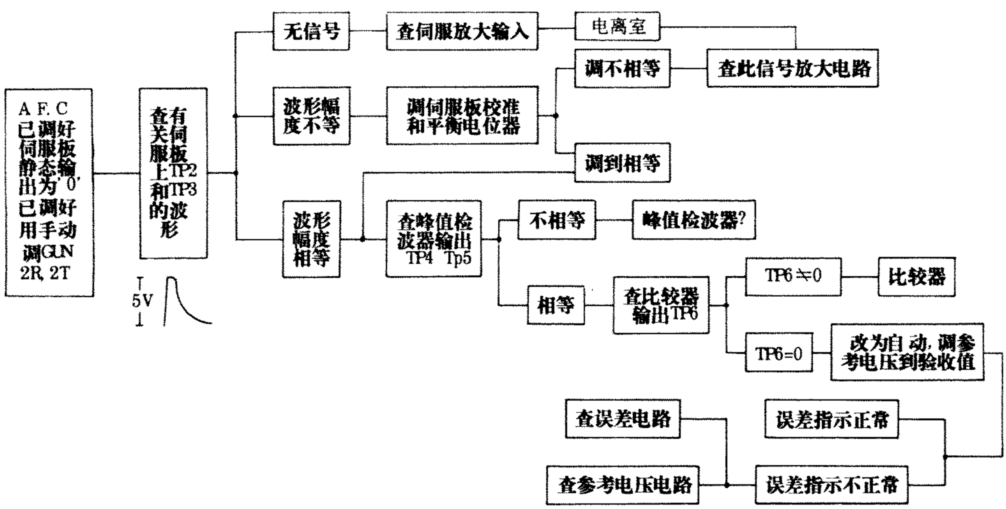


图 7－5　枣流系统查找流程图

能伴有 2R 误差很大。因平坦度指标是一个综合效果，现象是平坦度故障，但不一定准是平坦度检测电路问题，往往是其他因素造成的综合结果，处理时一定要慎重，不能就事论事，要不就要返工。一般先要看磁控管的谐振频率有无偏移，用手控 AFC 调谐，一旦射线束的质量得到改善，随之问题也就得到解决。

（1）A.F.C 自动频率控制系统常见故障，多反应在输出剂量率上，无剂量率，剂量率低，剂量率不稳等方面，也是故障出现较多的系统，涉及的相关因素也较多。一般查找的方法是先将 AFC 从自动位转到手动位，在 MCC 上开机、用手控直

接控制磁控管调谐活塞，改变磁控管的调谐频率，根据手动调谐看能否使剂量率恢复正常的思路进行，可参照 AFC 腔调谐框图 7－4 的步骤处理。按图纸 4513 237 0022 电路图查找，即可找出故障点加以处理，并把剂量调到最大输出量。

（2）束流控制系统常见故障是系统中参数变化使误差指示变大出现平坦度故障。该系统所涉及部件多板电离室、前置放大器、峰值检波器、比较器、驱动器以及一些外围电路中的元器件故障。查找故障可按图 7－5 束流控制系统流程图进行。参照以下电路图查找：

4513 327 0023 电子枪灯丝控制

4513 327 0025 2T 2R 束流对中控制

4513 327 0026 司服误差及平坦度监测

按流程图分析结合图纸在测试点检测，即可压缩出故障点加以排除。GUN.2R.2T 故障的排除及调整都会影响到射野平坦度这个指标，一定要在满足平坦度要求这个指标下反复调整 GUN.2R 及 2T 使各个误差接近于零且保证照射区剂量均匀。

（3）为保障机器有效安全运行、病人的安全治疗以及工作人员和非工作人员的安全，机器设有保证安全的连锁装置，只有全部满足安全措施，机器才能正常运行，因此也就带来一些容易出现的故障。

①直流＋25V 连锁：此＋25V 电源来自 6800 层变压器 T_2、保险丝 FS_2 整流后得到，一路用于设备运转连锁，完成全部连锁，设备准备灯亮；另一路用于治疗连锁，有两个作用：照射头选择到位后头准备灯亮；A.F.C 设置灯在自动调整中一直是亮的直到 A.F.C 调整好后灯熄灭，说明控制准备好，这时才能开始治疗。此连锁出故障后，设备启动按钮按下后无叫声；头准备好灯不亮（$\overline{\text{HEAD READY}}$）。按图纸 4513 327 0013 和 4513 327 0015 查找即能找出故障。一般用短路法查找故障。

②～24V 交流连锁：此电源来自调制柜中变压器 T_8、保险丝 FS_2、连锁主电源、水流、水温、包括部分治疗连锁，剂量一、二通道及时间通道。该连锁出现问题，主电源灯熄灭（$\overline{\text{MAINSTOP}}$）；低压停灯灭（$\overline{\text{LTSTOP}}$）。按图 4513 327 0013 和 4513 327 0015 查找就能解决问题。

③运动安全连锁：运动启动按钮按下，从 6700 电源板的＋24V，经过机架限位开关、回到机头安全防碰开关、床紧急制动开关后使安全防碰继电器 RL91－D 吸合。此时 9100 上变压器 T_1 次级经整流约＋24V 电源将运动准备灯点亮，运动安全连锁完成。一旦运动系统出问题运动准备好灯熄灭，就按图纸 4513 325 0033 这个回路查找就能解决问题。

（4）利用 MCC 上的故障检测指示灯查找故障

①PWB63－A 板：用来检测真空度 10^{-5} 跳闸信号；聚焦线圈电源；偏转磁铁电源；反向二极管过载检测；只要其中一个产生故障，都会禁止脉冲重复频率发生器

工作，停止治疗。正常情况下这些检测电路的输入端都是在 – 10 ~ – 12V 电压控制下，TR_2 关断，TR_1 也关断。由 TR_1 集极送到 P.R.F 脉冲发生器板 – 12V 关掉 P.R.F 板上 TR_{14}，使 P.R.F 脉冲能送到闸流管重复脉冲板上，形成 3 微秒脉冲再升压去触发闸流管工作。若由于某种原因输入端电压变得大于 – 5V 以上时，TR_2 导通，从而 TR_1 导通，这时由 TR_1 集电极有一个接近 0V 的电子到 P.R.F 板上使 TR_{14} 导通禁止 P.R.F 脉冲发出，此时机器就出现故障中断治疗。

②PWB63 – B 板：检测磁控管电源，A.F.C 调整包括腔和相位，高压过载，在正常下高压过载输入端在 – 3.7V 控制下，TR_2 导通，TR_3 截止。当高压电流过载时引脚 3 上的输入电压变得更负到 – 11V 时 TR_2 截止，TR_3 导通。高压过载灯亮，此时 + 12V 经 D_7 使 TR_3 一直导通，D_3 的正端被 D_6 钳位在一个低电平下 TR_2 一直截止，这时即便高压已恢复正常，但由以上的钳位作用 TR_3 导通，过载灯一直亮，此时需再按一下过载灯按钮使 TR_2 和 TR_3 反转后过载灯才能熄灭。

还有一些指示灯为水流、水温、低压、电子枪、高压、设备门、气压、治疗门、设备准备好、机头准备好等，都提供相关电路情况，只要抓住相关电路查找就能排除故障。

10 个继电器的功能如下：RL63 – A：管水流；RL63 – B：治疗室门；RL63 – C：设备启动预警；RL63 – D：设备门；RL63 – E：设备等待；RL63 – F，照射头等待；RL63 – G：真空 10^{-4}跳闸；RL63 – H：磁控管灯丝电源故障；RL63 – J：辅助高压启动；RL63 – K：磁控管灯丝控制。

（5）读出显示与实际机械尺寸刻度不符时的检查与调整

①先查手轮部分机械零位：看运动控制器手轮是否在中间未启动位置（关）。可在中间位到 0V 间接一数字表测其电压，不得大于 100mV；否则松开电位计轴让手轮处在机械零位，调轴使数字表指示为 ± 0.1V，后紧上手轮与轴的联结。

②最大速度的设置：将手轮保持在最大位置调手轮装置中的 RV_6，使手轮中点上的电位不超过 ± 10V

③建立大马达控制板，PWB91 – D 4513 326 0008。在测试点 A $\frac{1}{K}$与 0V 间指一数字表，调整 RV_3 使读数为 ± 0.1V。马达极限电流设定：先将 RV_2 反时针转到头；在电机终端 2 串联 10A 的直流电表，电机端接正，连线端接负；阻止机架转动。慢慢按顺时针方向转动手轮，直到电流稳定下来，此时调 RV_2 使电流表指示在 4.5A，放回手轮。调 RV_1 使机架转动平稳。

④小马达控制建立：PWB91 – A、B、C，PWB92 – A、B、C（4513 326 0006），联好 400Hz 连线，RV_1、RV_2、RV_3、RV_4 反时针转到头。在测试点接上示波器。

Y 输入接到 TP_1（Y 设定灵敏度为 0.3V/cm）；

触发端接到 TP_2（测量速度为 1μs/cm）。

最大速度设定：将手轮调到最大位置，调 RV_2 **使速度增加，直到示波器上幅度变到最小。如图** 4513 326 0006 **上"** B **"，然后再将** RV_2 **同方向转两圈。**

从手轮最大位置返回电机速度逐渐减小，直到示波器上图形为" C **"所示。调** RV_3 **增益直到波形变为"** D **"所示。再降低增益直到波形下降沿振荡刚好停止。然后同方向将** RV_3 **再转两圈。**

调 RV_4 **使设定极限电流不超过** 7A**。**

⑤调读出电路板时注意的几点：

插拔印刷电路板之前应关掉电源。

调整前所有读出板均应插入，否则将会影响 A－D **转换的精度。**

采用四位半数字表，以获得 VDU **读数的精确度。**

确保 4153 327 0030 **上的** 10 **伏电源应在** 10.000V±2mV **以内。**

将 DVM **联在** PM376－EE **在** TCC **上的角** U **与角** A **之间，调整** PWB93－A **上的** RV－6 **使** DVM **的读数为** 10.000V±2mV**。**

在图 4513 390 0566 **将** IC_4－3 **暂时接到模拟** 0V**，**DVM **接在** PWB76－EE **的脚** V **和模拟** 0V **之间，调** RV_1 **使** DVM **读数为** 5.000V±2mV**。调好后拆除** IC_4－3 **到** 0V **的连线。**

在 TCT **上选诊断** 5**，然后在** TCC **调** PWB76－D **上的** RV_3 **（偏置）和** RV_4 **（增益）使** TCC **上显示下列读数：**

0V　REF　0±1　（RV_3）

10V　REF　4 000±1（RV_4）

DLAPHR ROTN CA_1 2 000±1 **（机头校正调** RV_5**）。**

⑥必要时还需再调读出电位计机械中点，调轴位使读出电位器的中点输出电压在 0V±100mV **以内。**

读出校正系统校正方法：

参照电路图 4513　327　0030　PWB93A、B、C

4513　390　0564　PWB76EE

4513　390　7924　PWB76DG $=\frac{25b}{b-a}\cdot(B-A)$ mV/unit

D＝25BmV/unit＋12mV

得出" a **"'"** b **"数据后，按上校准公式计算出** G、D**。依照表中相关的校准板上的增益和偏置电位器进行调整。**

运动在位置" B **"按表调整相应读出校正板上的增益电位计，使** DVM **上的校正值为"** G **"** mV**。**

仍在位置" B **"，调整相关的偏置电位计使** DMV **上指示为校正值"** D **"。**

查" B **"位机械刻度与读出数字是否一致。**

表 7－1　　有关参照

运动部件	DVM 测量点负表笔连接 PWBEE 脚 A（模拟零），正接下	校　正　板			运动位置		校正公式
		印制板	增益	偏置	A	B	
机架角度	PWB76－D 脚 5b	PWB93－A	RV5	RV4	0°	180°	G＝25b（B－A）/（b－a） D＝25B＋12mV A、B 单位为度
铅门转角	PWB76－EE 脚 Z	PWB93－C	RV6	RV2	30°	180°	
床面角度	PWB76－FE 脚 10	PWB93－B	RV2	RV3	0°	180°	
床圆盘角度	PWB76－EE 脚 K	PWB93－C	RV5	RV7	0°	180°	
铅门“X”	PWB76－D 脚 Nb	PWB93－C	RV7	RV3	3.0cm	30.0cm	G＝250b（B－A）/（b－a） D＝250B＋12mV A、B 单位为 cm
铅门“Y”	PWB76－D 脚 Bb	PWB93－C	RV8	RV4	3.0cm	30.0cm	
床面高度	PWB76－D 脚 11b	PWB93－B	RV8	RV4	100.0cm（0.0）	145.0cm（45.0）	G＝50b（B－A）/（b－a） D＝50B＋2mV
＋10V 参考电压	PWB76－FE 脚 PU	PWB93－A	RV6		10.000V±2mV		

注：“A”（单位）：为表中运动所设定的不同位置，转角单位为度；平动单位为 cm；“a”（mV）：为运动在“A”位置时 DVM 上所读出该位置上的电压值；“B”（单位）：为表中运动所设定的另一位置；“b”（mV）：运动设定到“B”位置时 DVM 上所读出的该位置上的电压值

再将运动返回到“A”，查“A”位读出数与机械尺寸是否一致，如果不是，则应重新测“A”位“a”；“B”位“b”重新计算 G、D，进行调整，直到达到线性要求读数正确。

现以机架旋转角度读数校正为例按上表进行调整。

置运动于机械零位，用 DVM 查控制电位计停止位读数是否为±0.1V。如果不是先调整读出电位计的机械零位，使读数为±0.1V 以内。

按表 7－5 将 DVM 接在 PWB76－D 的脚 5b 检测点。

按表 7－5 将运动置于“A”位（0°），记录 DVM 上读数作为 amV。

按表 7－5 将运动置于“B”位（180°），记录 DVM 上读数作为 bmV。

按公式计算出 G、D。

调整 PWB93－A 上增益电位计 RV_5，使 DMV 读出数为“G”。调偏置电位计 RV_4 使 DMV 上指示为“D”值。

查“B”位的显示读数是否正确。

参照机械刻度检查 VDU 上读数是否一致。

否则应重新调整。

（五）故障分析举例

电路中有不少是双通道的，若一路信号有问题，可用两路信号交叉法来判断；

对一个大系统，可用分割法处理，切断一段看另一段；或用短路法短掉一段来判断查找。测电压、看波形、作标记、记线号，做到心中有数再动手，以免扩大故障。

1. **故障现象** 所有治疗参数均已设定。按 START 按钮不启动加不上高压，显示：READY TO START。

故障分析：根据治疗连锁图 4513 327 0015 启动高压完成有两条支路，一条是控制支路，在运动准备好后有一个机内 + 24V 电源经用户门连锁、控制台终断、暂停按钮和启动钮闭合使 PWB76DD RLA 得电自锁，在写 08 指令下 PWB76 – PTR_7 导通、RL76DD – A 工作，加高压控制支路完成。另一支路是由控制支路通过 RLA 动合触点启动 RLC 的动合触点闭合连通交流 24V 到高压接触器 CON90D。这两条支路哪一条出故障均加不上高压。本次出故障经查是由 PWB76 – P 上的 TR_7 开路引起。换 TR_7 后故障排除。象连锁出故障就可采用分段法处理，短掉一段看故障是否还存在，若不存在即在被短掉的这段中元器件有故障，很快就可以查出加以排除。

2. **故障现象** 开机加高压不出线无剂量输出，显示 DosiMetry Fault 切机。

故障分析：先从治疗状态转到测试状态，从自动改到手动调谐。在手动调谐下能出线，剂量率正常，枪电流也正常，AFC 误差也正常，观察各仪表指示未发现异常现象。转到治疗位开机就是不出线无剂量率，观察仪表指示只有 AFC 误差偏向正的一边，其他均正常。按图 7 – 4 步骤查 AFC 系统，在 PWB62 – D 脉冲放大峰值检波板上接示波器于 TP_1、TP_2 点观察，TP_1 点幅度在 10V 以上，而 TP_2 点幅度只有 2V 左右，一般平衡下应在 8V 左右。这下好象发现了问题，就着手调整两路增益电位计使两道平衡，调 RV_1 想降低 TP_1 的幅度效果不明显，调 RV_2 要使 TP_2 的幅度提高同样不明显。后将两路输入信号一交换，结果 TP_1 幅度更小，TP_2 幅度更大。从现象看问题应该出在两路输入信号的前面。前面就是双腔调谐器和射频检波二极管。检波二极管有输出不会出问题。双腔调谐器的位置数字也未变，调谐活塞手动也灵活，估计不会出问题。只好向后查，当查到比较器 IC_1 的输出端 TP_3 时发现有一个固定的 8V 输出，从反向输入端 2 加一个正信号而输出端还是 8V 不变，判定 IC_1 损坏。换掉 IC_1 后又重新调整。了两路平衡。TP_1、TP_2 都能调到 8V，AFC 误差回到零，输出剂量率达到要求，机器恢复正常。

讨论：本次故障是 IC_1 损坏，在输出端产生一个固定的 8V 电压，经磁控管驱动电路将磁控管调谐活塞置在一个不变位置，使磁控管的输出频率远高于调谐频率 f_0。所以从波导管探头取样频率很高，使高腔输出信号的幅度很高，低腔输出幅度很低，这个大的固定差使脉冲放大电路已无法拉回。经交换两路输入端所产生的结果，看来问题好象发生在前面，而实际问题发生在后面。这就提醒我们一个问题，在有反馈回路存在下，看问题一定要全面，注意到反馈支路的影响。

3. **故障现象** 平坦度故障切机，提示 Flatnees fault 18。

故障分析：因平坦度反映束流受多方控制因素的综合效果，可按图 7 – 5 的思

路进行查找。如上所讲应先看 AFC 系统，将束流的质量调好，看能否解决问题？否！按仪表提供的信息，2R 误差超标，重点从 2R 对中电路查起，先在 MCC 上把 2R 置手动，调 2R 来改变 2R 误差无效，动 Gun 也未改变且对称性反而变差。看来调整已不能使系统恢复正常，故障可能出现在 2R 对中控制电路中。将示波器接在 PWB65C 的 TP_2 和 TP_3 上，能看到从电离室来的信号约 0.5V，两道信号基本平衡，当把示波器探头接在 TP_4、TP_5 后，TP_5 有 5V 电平信号，TP_4 就看不到信号，再把探头移到 IC_2 的输入端，输入端③有 0.5V 电平，而输入端⑤就测不到。在 TR_{11} 的漏极有信号，源极就测不到信号，结果是 TR_{11} 损坏开路。更换 TR_{11} 后，调整 2R 电路后 2R 误差接近零。平坦度误差也恢复正常。从 TCT 上开机一切恢复正常。

4. 故障现象　大机架转动控制失效操作不转动。

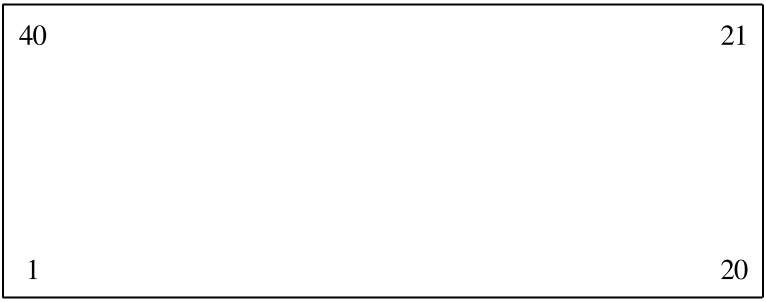
故障分析：按运动控制按钮，运动控制灯亮，说明运动控制连锁完成。连锁回路没有问题 RL90－D 加电。只有在手动使能下安全条件满足 RL91－B 得电工作，在 RL91－B 电机继电器工作下，停止继电器 RL90－K 也工作下，运动继电器 RL90－A 才工作。以上提供了机架转动的必要条件，这时只要手轮控制器有正向电压（C、W）或负向电压（C、C、W）输出、逻辑门选通、加法放大器、比较器、驱动电路工作，电机无故障机架就能运转。经查本次不转动是因门电路 IC9 出问题安全信号故障，RL91－B 得不到电所致。本系统还出现过手轮 IC 出问题，输出一个固定电压，电机只向一个方向转动，还出过驱动板保护二极管击穿故障。只要弄通 4513 327 0028 电路图，大马达电路出故障就能很快找出故障点加以排除。

5. 故障现象　正在治疗中突然机器终断，无任何提示，按任何键均无反应。

故障分析：再开机后屏幕上只出现一个主菜单，按键盘上任何键均无反应，得不到任何讯息。先从控制台电源入手，查 5V 电源，有；查 5V－24V 转换电源，也有。进一步就将从发码电路到 ASCII 码传输线找。在图纸 4513 390 0084 上 IC_{12} 串行输出器输出端角 25 上接示波器，在键盘上按 ERASE 键（1011 1111）和↑键（1000 1001），均能看到有串行信号输出，但将示波器探头放到的 TR_1 集电极后信号就消失了，查 TR_1 基极 0.7V，集电极 0V，认为 TR_1 击穿，换后故障照旧，后又认为 TR_1 深饱和。我们在此走了弯路，只认为 TR_1 集电极 0V 是饱和，没有怀疑集电极 0V 本身无电压这一事实。像这类故障就应先查工作电压，再查编码电路和传输电路，一直将键码查到送上数据总线，到微处理器 2650 接收，及字符发生器接收，一般就能查出问题所在。本次死机故障经查是老鼠将信号线咬断，使键码发不到总线上所致。在 5V 电源丢失、24V 电源丢失、编码器、串行器、TR_1 及光耦合器故障时，都会引起类似故障发生。

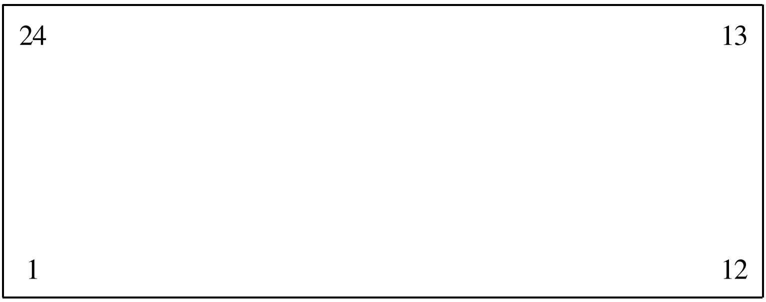
〔附〕SL75－14 直线加速器治疗机部分元器件参数

1.2650　8 位微处理器



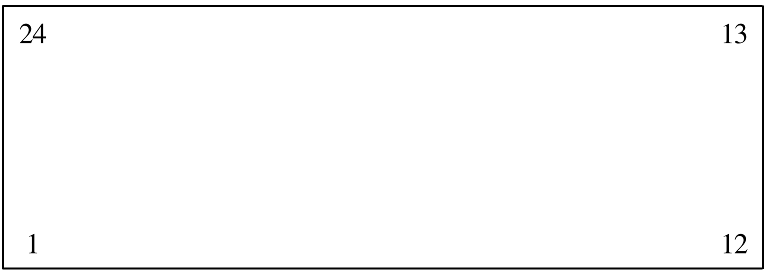
1 – SENSE　2 – A_{12}　3 – A_{11}　4 – A_{10}　5 – A_9　6 – A_7　8 – A_6　9 – A_5　10 – A_4　11 – A_3　12 – A_2　13 – A_1　14 – A_0　15 – $\overline{\text{ADREN}}$　16 – RESET　17 – $\overline{\text{INTERQ}}$　18 – A_{14} D $\sqrt{C}$　19 – A_{13}E/NE　20 – M/$\overline{10}$　21 – GND　22 – WRP　23 – $\overline{\text{R}}$/W　24 – OPREQ　25 – $\overline{\text{DBUSEN}}$　26 – D_7　27 – D_6　28 – D_5　29 – D_4　30 – D_3　31 – D_2　32 – D_1　33 – D_0　34 – INTACK　35 – RUN/$\overline{\text{WAT}}$　36 – $\overline{\text{OPACK}}$　37 – $\overline{\text{PAUSE}}$　38 – CLOCK　39 – V CC　40 – FLAG

2.2780　1024 × 8　EPROM



1 – A_7　2 – A_6　3 – A_5　4 – A_4　5 – A_3　6 – A_2　7 – A_1　8 – A_0　9 – D_0　10 – D_1　11 – D_2　12 – Vss（0V）　13 – D_3　14 – D_4　15 – D_5　16 – D_6　17 – D_7　18 – PROGRAM　19 – V_{DD}（+12V）　20 – $\overline{\text{CS}}$/WE　21 – V_{BB}（–5V）　22 – A_9　23 – A_8　24 – V_{CC}（+5V）

3.2732　4096 × 8　EPROM



1 – A_7　2 – A_6　3 – A_5　4 – A_4　5 – A_3　6 – A_2　7 – A_1　8 – A_0　9 – O_n　10 – D_1　11 – D_2　12 – GND　13 – D_3　14 – D_4　15 – D_5　16 – D_6　17 – D_7　18 – $\overline{CE}$　19 – A_{10}　20 – $\overline{CE}/V_{PP}$　21 – A_{11}　22 – A_9　23 – A_8　24 – V_{CC}

4.4066　**四双掷开关**

14	13	12	11	10	9	8
V_{DD}	E_0	E_3	Y_3	Z_3	Z_2	Y_2
Y_0	Z_0	Z_1	Y_1	E_1	E_2	V_{SS}
1	2	3	4	5	6	7

En = 1　Yn **与** Zn **通**　En = 0　Yn **与** Zn **不通**

5.4067　**十六通道模拟量多路开关**

24	23	22	21	20	19	18	17	16	15	14	13
V_{DD}	Y_8	Y_9	Y_{10}	Y_{11}	Y_{12}	Y_{13}	Y_{14}	Y_{15}	$\overline{E_0}$	A_2	A_3
Z	Y_7	Y_6	Y_5	Y_4	Y_3	Y_2	Y_1	Y_0	A_0	A_1	V_{SS}
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12

输入 $A_0 - A_3$**，按二进制编码有** 16 **种状态对应** $Y_0 - Y_{15}$。 Yn = Z **通，其余不通**

6.4093　**四双输入与非门**

14	13	12	11	10	9	8
V_{DD}	4A	4B	4Y	3Y	3A	3B
1A	1B	1Y	2Y	2A	2B	V_{SS}
1	2	3	4	5	6	7

$$Y = \overline{A \cdot B}$$

7.4518 双四位十进制计数器

16	15	14	15	16	17	18	19
V_{DD}	2MR	$2Q_3$	$2Q_2$	$2Q_1$	$2Q_0$	$2\ \overline{CP_1}$	$2CP_0$
$1CP_0$	$1\ \overline{CP_1}$	$1Q_0$	$1Q_1$	$1Q_2$	$1Q_3$	1MR	V_{SS}
1	2	3	4	5	6	7	8

CP_0	$\overline{CP_1}$	MR	**方式**
↑	1	0	**计数**
0	↓	0	**计数**
↓	×	0	**不变**
×	↑	0	**不变**
↑	0	0	**不变**
1	↓	0	**不变**
×	×	1	**复位**

MR　Main　Reset

8.4528 双可重复触发的单稳

16	15	14	13	12	11	10	9
V_{dd}	$2C_x$	$2C_x$ $2R_x$	$2\overline{C}_0$	$2I_1$	$2\overline{I}_0$	2Q	$2\overline{Q}$
IC_x	$1C_X$ $1R_x$	$1\overline{C}_0$	$1I_1$	$1\overline{I}_0$	1Q	$1\overline{Q}$	V_{SS}
1	2	3	4	5	6	7	8

I_0 – 输入↓触发　I_1 输入↑触发　$\overline{C}_0$ – 直接清零，0 起作用　Q、$\overline{Q}$ – 输出　C_x – 外接电容连接点　C_xR_x – 外接电阻电容连接点

9.6504　4096×1　RAM

18	17	16	15	14	13	12	11	10
V_{cc}	A_6	A_7	A_8	A_9	A_{10}	A_{11}	D	E
A_0	A_1	A_2	A_3	A_4	A_5	Q	$\overline{W}$	GND
1	2	3	4	5	6	7	8	9

An – 地址端　$\overline{E}$ – 使能　$\overline{W}$ – 写使能　D – 数据输入端　Q – 数据输出端

10.6508　1024×1　RAM

16	15	14	13	12	11	10	9
V_{cc}	D	$\overline{W}$	A_9	A_8	A_7	A_6	A_5
$\overline{E}$	A_0	A_1	A_2	A_3	A_4	Q	GND
1	2	3	4	5	6	7	8

An – 地址端　$\overline{E}$ – 使能　$\overline{W}$ – 写使能 D – 数据输入端 Q – 数据输出端

11.74S124　双压控振荡器

16	15	14	13 12	11	10	9
V_{cc}	~ V_{cc}	2	Cext	2$\overline{G}$	2Y	GND
2	1	1	Cext	1$\overline{G}$	1Y	~ GND
1	2	3	4 5	6	7	8

其中，1，2 **为频率控制；**3，14 **为范围控制。**

逻辑：$\overline{G}$ **使能输出为低时，在输出端被使能（振荡）。**G **为高时，输出端为高。**V_{CC} **与** GND **为门电路部分电源。**$\sim V_{CC}$ **与** ~ GND **为振荡部分电源** $f_0 = \frac{5 \times 10^{-4}}{Cext}$ （Hz）**其中，**cext – **外接电容（**F**）。**

12.74S138　**译码器**

16	15	14	13	12	11	10	9
V_{cc}	Y_0	Y_1	Y_2	Y_3	Y_4	Y_5	Y_6
A	B	C	G_2A	G_2B	C_1	Y_7	GND
1	2	3	4	5	6	7	8

输　　入					**输　　出**							
使能		**选择**			Y_0	Y_1	Y_2	Y_3	Y_4	Y_5	Y_6	Y_7
G_1	G_2	C	B	A								
x	1	x	x	x	1	1	1	1	1	1	1	1
0	x	x	x	x	1	1	1	1	1	1	1	1
1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1
1	0	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
1	0	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1
1	0	0	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1
1	0	1	0	0	1	1	1	1	0	1	1	1
1	0	1	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1
1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	1
1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0

注：$G_2 = G_2A \cdot G_2B$

13.74S139　**双** 2 – 4 **线译码器/多路转换器**

16	15	14	13	12	11	10	9
V_{cc}	2G	2A	2B	$2Y_0$	$2Y_1$	$2Y_2$	$2Y_3$
1G	1A	1B	$1Y_0$	$1Y_1$	$2Y_2$	$1Y_3$	GND
1	2	3	4	5	6	7	8

输入			输出			
使能	选择		Y_0	Y_1	Y_2	Y_3
G	B	A				
1	x	x	1	1	1	1
0	0	0	0	1	1	1
0	0	1	1	0	1	1
0	1	0	1	1	0	1
0	1	1	1	1	1	0

14.74148　8 线－3 线编码器

16	15	14	13	12	11	10	9
V_{cc}	E_0	G_s	3	2	1	0	A_0
4	5	6	7	E_1	A_2	A_1	GND
1	2	3	4	5	6	7	8

1～5，10～13 为输入；6、7、9、14、15 为输出而把 8 条数据线编为 3 条。

输入									输出				
E_1	0	1	2	3	4	5	6	7	A_2	A_1	A_0	G_s	E_0
1	x	x	x	x	x	x	x	x	1	1	1	1	1
0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
0	x	x	x	x	x	x	x	0	0	0	0	0	1
0	x	x	x	x	x	x	0	1	0	0	1	0	1
0	x	x	x	x	x	0	1	1	0	1	0	0	1
0	x	x	x	x	0	1	1	1	0	1	1	0	1
0	x	x	x	0	1	1	1	1	1	0	0	0	1
0	x	x	0	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1
0	x	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1

15.74175 四D型触发器

16	15	14	13	12	11	10	9
V_{cc}	4Q	$4\overline{Q}$	4D	3D	$3\overline{Q}$	3Q	CP
R	1Q	$1\overline{Q}$	1D	2D	$2\overline{Q}$	2Q	GND
1	2	3	4	5	6	7	8

输入			输出	
R	CP	D	Q	$\overline{Q}$
0	x	x	0	1
1	↑	1	1	0
1	↑	0	0	1
1	0	x	Q_0	$\overline{Q_0}$

16.74192 同步十进制计数器

16	15	14	13	12	11	10	9
V_{cc}	A	R	BOR	CAR	L	C	D
B	Q_B	Q_A	DOWN	UP	Q_C	Q_D	GND
1	2	3	4	5	6	7	8

L = 0　Q_A = A　Q_B = B　Q_C = C　Q_D = D　R = 1　只清除 Q_A、Q_D、Q_C、Q_D 时钟由 0→1 触发计数　当 DOWN = 1　时钟→UP 上做加计数；当 UP = 1　时钟→DOWN 上做减计数。

其中，A、B、C、D 为输入，Q_A、Q_B、Q_C、Q_D 为输出　CAR 为进位，BOR 为借位，L – 置数，R – 清零。

17.8T34　四、三态总线传送器

16	15	14	13	12	11	10	5
|	|	|	|	|	|	|	|
							Q
V_{cc}	BUS_4	IN_4	OUT_4	BUS_3	IN_3	OUT_3	B
BUS_1	IN_1	OUT_1	BUS_2	IN_2	OUT_2	A	GND
						O	
|	|	|	|	|	|	|	|
1	2	3	4	5	6	7	8

	DISABLE		DRIVE	BUS	RECEIVER
	A	B	IN		OUT
RECEIVER	1	x	x	1	0
RECEIVER	x	1	x	0	1
DRIVE	0	0	1	0	1
DRIVE	0	0	0	1	0

18.9324 **五位比较器**

16	15	14	13	12	11	10	9
V_{cc}	$A < B$	$A = B$	A_0	A_1	A_2	A_3	A_4
$\overline{E}$	$A > B$	B_0	B_1	B_2	B_3	B_4	GND
1	2	3	4	5	6	7	8

$\overline{E}$	**使能输入低有效**
$A_0 - A_4$	A **并行输入**
$B_0 - B_4$	B **并行输入**
$A < B$	$A < B$ **输出高有效**
$A = B$	$A = B$ **输出高有效**
$A > B$	$A > B$ **输出高有效**

三、近距离遥控后装治疗机（WD – HDR18 型）

当代多功能型后装机是 80 **年代后期发展出来的新一代后装机型，目前国内使用的国产机型主要有广东威达，天津希克、华扬等。所用放射源均为圆柱形铱** – 192，**最高强度** 370GBg（10ci），**半衰期** 74d。**治疗机都有** 18 **个通道，并备有各种施**

用器，插针及治疗软管。本节以广东威达 WD－HDR18 型后装机为例，简要介绍后装机的原理及维修。

（一）基本框图

系统组成见图 7－6 和图 7－7。

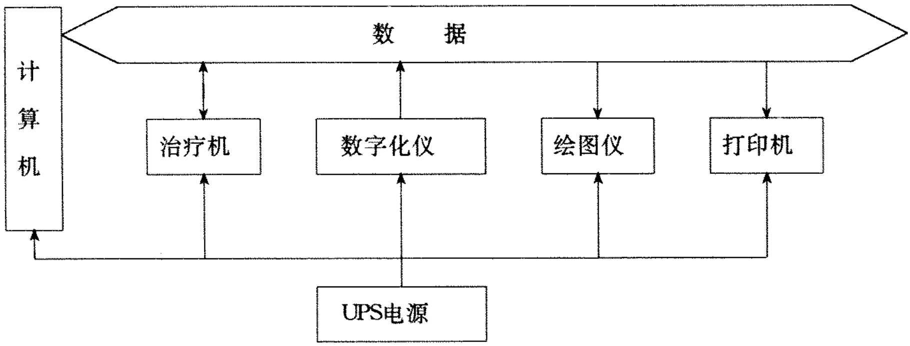


图 7－6　后装机组成框图

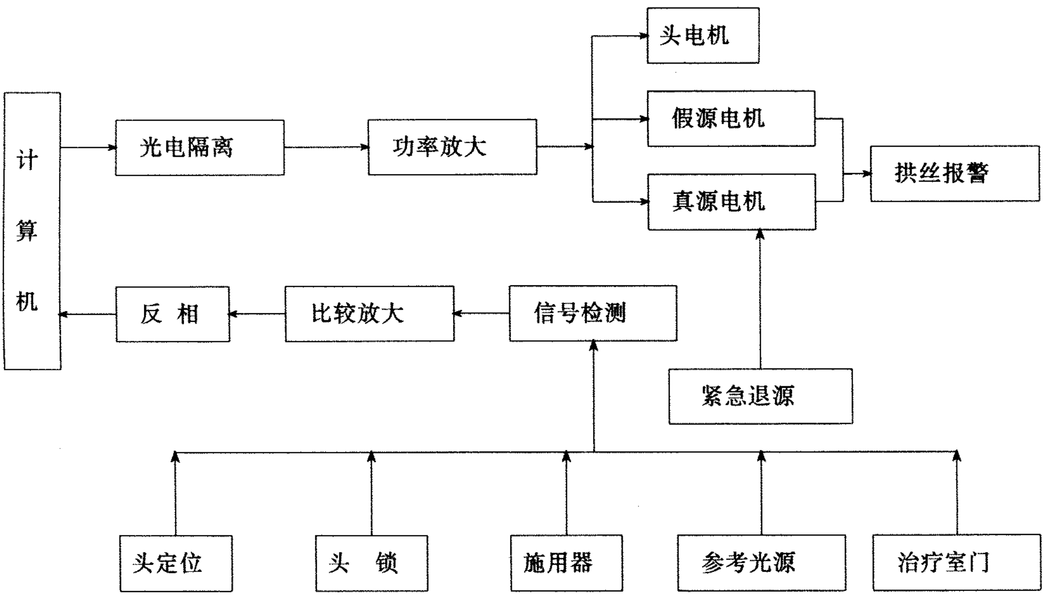


图 7－7　治疗机框图

（1）计算机：整个系统的控制核心，控制治疗机的运转、病人治疗数据的输入、建立治疗计划、输出等剂量曲线、存取治疗计划、放射源信息管理等。

（2）治疗机：实施治疗计划。

（3）数字化仪：提供坐标重建的原始数据。

（4）绘图仪：绘制治疗计划的等剂量曲线。

（5）打印机：记录治疗过程以备存档。

（6）UPS 不间断电源：在突然停电时有一定时间保存治疗数据并将放射源退回安全位置，防止信息丢失和保障病人安全。

（二）基本原理

后装机主要由两部分电路构成：电机驱动电路，信号检测电路。

1. 电机驱动电路　计算机向治疗机发出指令，指挥治疗机头电机、真源驱动电机、假源驱动电机，分别完成相应操作，实施治疗。电路原理如图 7－8。

2. 信号检测电路　用于检测治疗机当前状况。如头锁是否锁紧，施用器是否插上，治疗室门是否关紧，以及真（假）源是否在安全位置，通道是否通畅等。其电

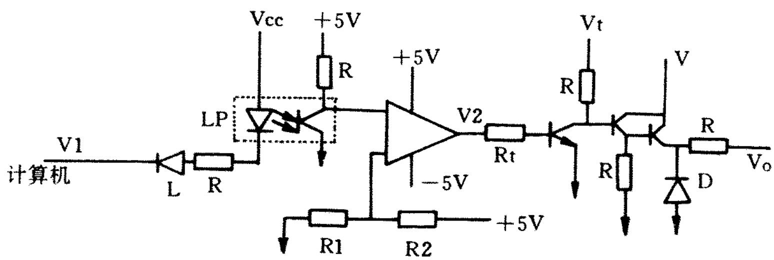


图 7－8　电机驱动电中原理图

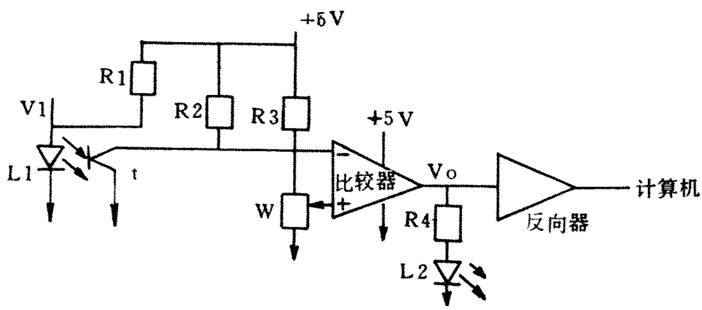


图 7－9　信号检测电路原理图

路原理如图 7－9。

（三）常见故障分析处理

后装机常见故障分析与处理见表 7－2。

表 7－2　常见故障及处理

现　　象	分　　析	处　　理
进入治疗状态还未自检，计算机即提示真（假）源不在安全位置，同时真（假）源驱动电机开始抖动	（1）真（假）源参考光源由于钢丝长期磨擦，致使发光管或受光管表面收到污染，受光管不能正常工作 （2）发光管或受光管损坏或性能不佳	将参考光源拆下，用无水乙醇清洗之 更换新的元件
自检时所有通道均找不到，且头电机不转	（1）电源保险丝熔断或整流桥损坏，致使 24V 电压加不上 （2）电机驱动电路故障	参看图 7－8 解决
一个或几个通道找不到	法兰盘顶丝松紧不合适（太松，法兰盘与电机转动不同步；太紧，电机转动时抖动太大）	适当调整法兰盘顶丝松紧度，直到适中为止
固定几个通道找不到，且显示的通道顺序杂乱无章	（1）五对发光、受光管中有个别损坏或性能不好，导致相应的编码错误 （2）信号检测电路故障	更换相应的发光管或受光管 参看图 7－9 解决
自检时真（假）源参考点故障（电机不动）	电机驱动电路有故障	参看图 7－8 解决
自检时真（假）源参考点故障（电机转动）	（1）参考光源孔隙太大，不能完全遮住光线或发光、受光管损坏、性能不好 （2）信号检测电路故障	更换参考光源或发光、受光管 参看图 7－9 解决
开始治疗时提示治疗机头锁没锁	查看头锁下的金属片是否正好在发光、受光管之间	若不是，则调整发光、受光管的位置；否则参看图 7－9 解决
开始治疗时真（假）源拱丝报警	一般适当调整病人体位就可解决，但有时真（假）源钢丝打折可造成灵敏度过高，这时必须更换钢丝或放射源	
治疗完成后真源不能退回	电机驱动电路故障	先用直流电机紧急退源，以保证病人安全，再参看图 7－8 解决
使用直流电机退源时，应先关掉治疗机电源，并等直流电机反转半圈以后再关断其电源，以免卡死真源电机		

第六篇

医用色谱仪、电泳仪、显微镜原理图解与操作原理图解与操作

第一章　色谱仪器

色谱仪器是近几十年来迅速发展起来的一类新型分离分析仪器，主要用于复杂的多组分混合物的分离、分析。随着材料科学、电子技术的不断发展以及计算机技术的不断渗透与应用，各类色谱仪器在性能、结构和技术参数等各方面都有了极大的提高，已成为各相关学科常用的实验室仪器。

本章将介绍有关色谱仪器的原理、结构和使用中应该注意的一些问题。

第一节　色谱法概述

色谱法（chromatography）是基于先将被测样品中的各个组分分离开来，然后再对各组分进行定性、定量测定的一种方法。具有高分辨率、高灵敏度、样品量少且速度较快、结果准确等优点，是分析混合物的有效方法。

一、色谱法的研究进展

20 世纪初，俄国植物学家茨维特（Tswett）首先利用这种分离及分析技术进行植物色素方面的研究，并提出了“色谱”这一名称。1952 年，马丁（Martin）等人提出了气液（分配）色谱法，并成功地应用于分析脂肪酸、脂胺等混合物，同时对气液色谱法的理论和实践作了精辟的论述，正式推出了气相色谱技术。此后，气相色谱的发展非常迅速，在 20 世纪 50 ~ 60 年代，气相色谱仪的发展速度几乎居各类分析仪器的首位。

与此同时，液相色谱技术的发展却相当缓慢。直到 20 世纪 60 年代初，由于高压技术、高效固定相、检测技术的发展以及电子、计算机技术等方面的新成就的不断涌现，才给液相色谱技术及液相色谱仪的发展创造了有利条件，使它在 70 年代迅速发展起来。色谱仪器的发展史深刻地说明了任何仪器的发展都是与当时的科技发展水平密切相关的。

二、基本概念和原理

（一）色谱法

色谱法是一种物理分离技术，也有人称之为色层法、层析法等。是利用混合物中各个组分在互不相溶的两相（固定相和流动相）之间的分配的差异而使混合物得到分离的一种方法。

（二）色谱仪

色谱仪（chromatograph）的实质是利用色谱分离技术再加上检测技术，对混合物先分离后检测，从而实现对多组分的复杂混合物的定性、定量分析。

（三）色谱分离中的两相

色谱分离中的两相是指系统具有一个有大比表面积的固定相（stationary Phase）（可以是固体或以某种方式固定了的液体）和一个能携带待分离混合物流过固定相的所谓流动相（mobile phase）（可以是气体或液体）。在相同体积的情况下，尽量增加固定相的表面积，以利于样品与之充分接触，提高分离效率，这就是大比表面积的固定相的意义所在。

（四）基本原理

色谱是利用待分离的样品组分在两相中分配的差异而实现分离的。这个过程是固定相对样品中各组分随流动相移动所产生的流动阻力不同而造成其流动的速度不同，阻力小的组分跑得快，阻力大的组分跑得慢。经过一段距离后，各组分就可以分开了。

固体固定相多为一些固体吸附剂，通过合理的选择与调整，让它对样品各组分产生不同的吸附作用力，连续流动的流动相带着样品通过固定相时，固定相会对样品各组分产生不同的吸附作用。同时，流动相的流动动力又会将吸附在固定相上的样品各组分冲洗下来，然后样品各组分再被吸附、再被冲洗。在两相的相对运动过程中，混合物各组分在两相中的分配就会反复进行几千次到百万次，分配的差异（这里主要是吸附作用力的差异）就会被显著的放大，最终产生各组分的分离。

使用液体固定相时，样品各组分在两相间分配的差异主要是分配系数的差异或称为“吸收作用力”的差异，也会导致样品各组分的最后分离，见图 1－1。色谱柱中加有固定相，将含有 1、2、3 三种组分的混合物加到柱管入口端，然后加入流动相，由入口端带着混合物中的各个组分沿柱管移动，如 1、2、3 三组分在固定相中的分配比 $3>2>1$，则可形象地认为固定相对它们的流动阻力是 $F_3>F_2>F_1$，因而组分 1 跑得最快，组分 2 居中，组分 3 最慢，经过一段时间后，就可在柱的前沿先后出现纯组分 1、组分 2、组分 3，通过检测器就可对其进行定性、定量分析。目前

常用的色谱仪（无论是气相或是液相）基本上都是由此基本原理发展而来的，只不过是在流动相的选择、色谱柱的制备、检测手段、分析灵敏度、仪器自动化、微机化等方面越来越趋于完善。

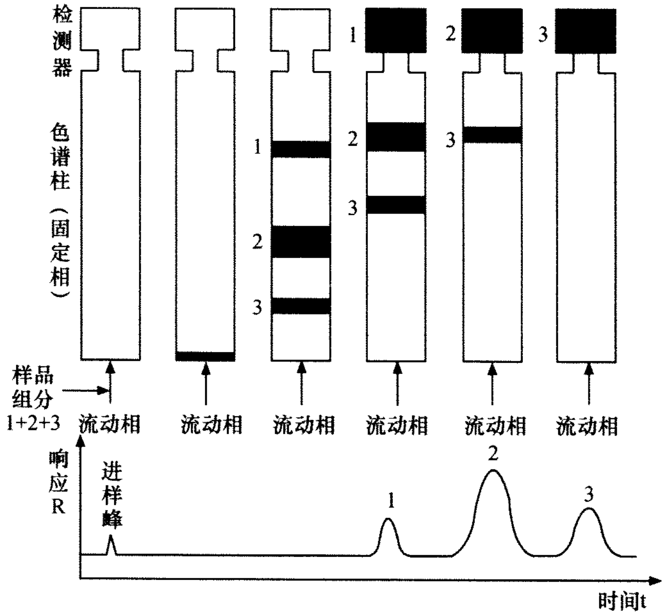


图 1－1　色谱分离原理示意图

综上所述，色谱分离的两要素是互不相溶的两相（流动相及固定相）以及样品（混合物）各组分在两相中分配的差异，它是决定色谱最终分离结果好坏的基础。

三、色谱仪的分类及特点

（一）色谱仪的分类

目前比较成熟的色谱仪主要是气相色谱仪（gas chromatographs，GC）与高效液相色谱仪（high performance liquid chromatographs，HPLC）两大类。就仪器的组成来说二者极为相似，其主要部分都是由流动相供给系统、分离系统（色谱柱）、检测系统、数据处理记录系统、温度控制和其他控制系统等组成。

气相色谱仪具有高分辨率、高速度、高灵敏度及选择性好等优点，因而在医学上常用于人体微量元素的快速分析，血与尿等体液中的脂肪酸、氨基酸、甘油三酸酯、甾族化合物、糖类、蛋白质、维生素、巴比妥酸等化合物的分析，分析鉴定药物的组成和含量检测人体的代谢产物，通过气相色谱仪和质谱仪的联用技术，在“兴奋剂”检测中分析 100 余种违禁药品等。气相色谱仪只能用于被气化物质的分离、检

测，常压下可气化或可定量转变为气化的衍生物的物质，其总的比例大约只占几百万种化合物的 20%左右。大部分物质不能被气化，因而也就不能用气相色谱法。

液相色谱仪的样品无需经气化而直接导入色谱柱进行分离、检测，特别适用于气化时易分解的物质的分离、分析。在医药、生化工作中主要用于分析人体体液内正常与异常代谢物质；分析药物的组成和含量，在药物生产中进行中间控制；分析药物在体内的残留量，测定药物在各器官中的代谢产物，进行治疗药物效果的监测；定性测定细胞核中的核苷及核苷酸，分析核酸以及分析氨基酸、酶、糖等。约有 70%左右的有机物可用高效液相色谱仪进行分析。通常认为有机物质分子量小于 0.4kD 时，采用气相色谱仪分析比较合适。分子量在 0.4kD ~ 1kD 时，最好采用高效液相色谱仪来分析。在分子量大于 1kD 时用凝胶色谱（排阻色谱）的方法来分析。

除了样品适用面的差异外，高效液相色谱仪与气相色谱仪另一个显著差异是在流动相的选择上。气相色谱仪仅能用氢气、氮气、氩气或氦气等少数几种气体，它们性质相近，对分离条件改善的作用不大。高效液相色谱仪可供选择的溶剂多种多样，其极性、粘性、pH 值、浓度等均可改变，这些都能调整样品在两相间分配的差异，进而有效地改善分离条件，达到改善分离的最终目的。

（二）色谱仪的特点

色谱仪的主要特点是结构简单，操作使用方便，具有应用范围广、样品用量少、高选择性、高效能、高速度以及高灵敏度等优点。色谱仪的突出优点是对多组分混合物分离、分析能力较强，其分析灵敏度与质谱仪接近，比光谱仪高。

四、色谱仪的输出信息

（一）色谱图

色谱图（chromatogram）可表示已被色谱柱分离的物质流过检测器的含量与时间的关系，如图 1 – 2 所示。

（二）基线

基线（base line）是图中与时间轴平行的记录线 b。它表明纯流动相流过检测器时所产生的响应。大多数情况下为零，也可调整至适当的位置。通过对基线的观察与分析，既可了解所选择的流动相是否在检测器中形成了干扰信号，又能知道仪器工作过程中的某些异常情况，如柱温过高造成固定相的“流失”等。判断基线稳定与否的标准是基线与时间轴平行或偏离的程度，即基线的稳定性。

（三）色谱峰

混合物中分离出的各组分进入检测器，色谱流出曲线（色谱图中，检测器随时间绘出的响应信号曲线）就会偏离基线，检测器的输出信号会随流入组分的浓度或质量的变化出现一个个的峰形，即色谱峰（chromatographic peak）。色谱峰所包围的

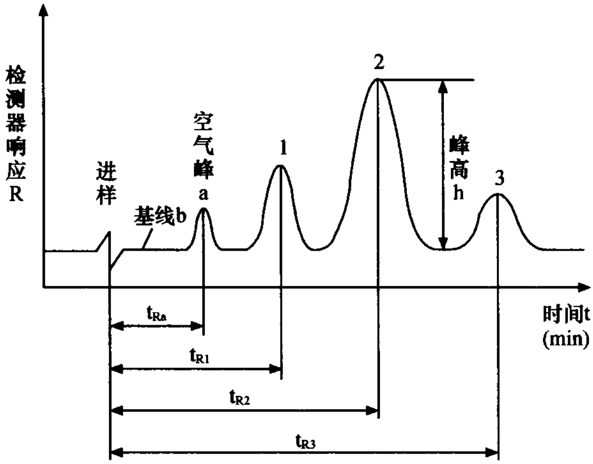


图 1－2　色谱图

面积称为峰面积，常用符号 A 表示，它是色谱定量分析的基础，如 A_1、A_2、A_3 分别代表已分离组分 1、2 和 3 的峰面积。色谱峰最高点至峰底的垂直距离，称为峰高（peak height），常用符号 h 表示。

（四）进样峰和空气峰

进样峰（injecfion peak）是进样时操作条件被干扰造成的，也可在进样时通过连动装置进行标记，它是色谱分离过程中时间的起点。空气峰（air peak）是由于空气等物质不被固定相吸收，最先被流动相冲洗出来到达检测器而形成的峰形。空气是进样时进入的，空气峰与进样峰一起作为计算时间起点的依据，对定量分析尤为有用。

（五）保留时间

从进样开始到出现色谱峰最大值所需的时间为保留时间（retention time）。常用 $t_{R(组分名)}$，（或简写为 t_R）表示，如 t_{R1}、t_{R2}等，单位为 min。与保留时间有关的其他参数，如保留体积、校正保留时间等，统称保留参数。作为定性、定量分析时的依据。

（六）死时间和死体积

死时间（dead time）是指惰性物质组分从注入到出现峰的最高点所需时间，若组分是空气，用符号 t_0 表示，单位为 min。死体积（dead volume）指色谱柱内流动相的体积，在实际中包括从进样系统到检测器的体积。

五、色谱仪的发展趋势

目前气相色谱仪和液相色谱仪都已发展成熟，其应用也十分普遍。尤其是采用微处理器自动控制后，可以通过键盘操作完成色谱条件的设定、控制和对仪器工作

状态的监控，色谱输出信息也可通过计算机进行计算、标定、测量与分析，最后打印出需要的结果。既方便了色谱仪的使用，又提高了数据处理的能力与精度。色谱仪最大的不足之处是难于分析未知物，因此可将其与光谱仪、质谱仪联合起来使用，优势互补，形成所谓的色谱－光谱法、色谱－质谱法联用技术，再配上微机进行自动控制与信息处理，色谱仪的联用技术已越来越受到广泛的重视。在气相色谱仪中，由于毛细管柱尤其是大口径毛细管柱的发展，毛细管柱气相色谱仪由于其强大的分离效能也得到了越来越普遍的应用。在液相色谱仪中，用得最多的还是高效液相色谱仪，但随着生物技术和生物医学工程学科的发展，制备型液相色谱仪、低压液相色谱仪、超临界流体色谱仪（特别是毛细管超临界流体色谱仪）、膜色谱技术、离子色谱仪也在不断研究、开发和应用。

第二节　气相色谱仪

气相色谱仪主要由气路系统、进样系统、分离系统（色谱柱）、检测系统、温度控制系统、数据处理、记录系统及电源、电子线路等构成，见图 1－3。气路系统、进样系统、分离系统和检测系统的一部分主要是机械结构，检测系统的另一部分和温度控制系统、数据处理、记录系统及电源、电子线路等以电子线路为主。

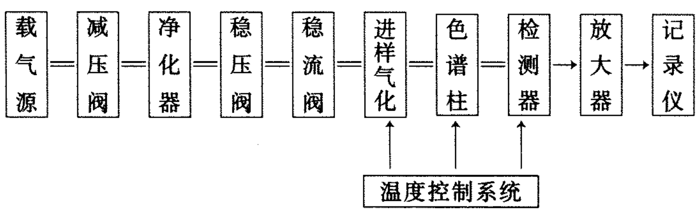


图 1－3　气相色谱仪结构框图

一、气路系统

气路系统通常由载气源、减压阀、净化器、稳压阀、稳流阀、柱子及全部连接管道构成。目的是为了向色谱柱提供质地洁净、流动平稳的流动相。流动相（载气）的性质、纯净程度和流速等对样品对色谱柱的分离、检测器的检测效果等均有明显的影响。

（一）载气源和减压阀

载气一般选用氦气、氮气、氢气或氩气。贮存在高压气瓶中。减压阀的作用是

把气体的压强从 10MPa～15MPa 的高压降低到 0.2MPa～0.4MPa 的工作压强。减压阀工作原理如图 1－4 所示，图中 7 是高压气体的入口，气体通过针阀 4 旁的间隙到达出口腔 5，由出口 9 流出减压阀。调节手轮 1 可将针阀 4 上下调节以控制其旁的间隙大小，最终通过控制到达出口腔 5 的气流量的大小来实现对载气工作压强的调节。

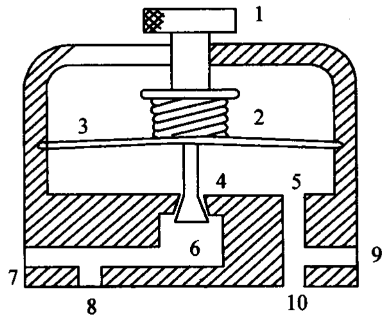


图 1－4　减压阀结构示意图

1. 调节手轮　2. 弹簧　3. 隔膜　4. 提升针阀　5. 出口腔
6. 入口腔　7. 气体入口　8. 高压压力表
9. 气体出口　10. 低压压力表

（二）净化器

载气中一般含有水、碳氢化合物、二氧化碳和其他惰性气体，净化器主要对载气净化，去掉其中的水分、有机烃类杂质。一般为两端有接口的金属管，管内装填净化剂，两端口堵上玻璃棉。净化方法是先用变色硅胶，再用 0.4nm 或 0.5nm 的分子筛除去载气中的水分，再用活性炭去掉有机烃杂质，使用氢焰检测器时要求更高。

（三）稳压阀和稳流阀

用于控制载气流量和压强，并保证载气的平稳性。它们均为一种机械负反馈形式，通过波纹管压缩、伸张或膜片受力改变产生机械作用，带动入气口或出气口的改变，引起气流量的变化，从而调整压强或流量，达到载气流量或压强恒定的目的。如进气压强波动可以通过稳压阀自动稳压。程序升温改变温度导致流速改变，稳流阀可自动调节，以保持流量恒定。

稳压阀工作原理如图 1－5 所示。由净化器来的载气 P_I 进入稳压阀后先将针形阀 2 顶开到达 A 腔，然后到达 B 腔，同时通过出口形成 P_s 流出稳压阀。波纹管 3 伸张到一定程度后，A、B 两腔的压力达到一定值时就会处于平衡状态，此时会形成稳定的输出载气 P_s。当由于某种原因引起 P_I 增大时，针形阀 2 会被顶得更开，进入 A 腔的气体流量相应增加，A 腔的压力增大后会大于 B 腔的压力 P_B，气体流向 B 腔，P_B 也逐渐上升，导致波纹管 3 伸张，从而通过阀杆 6 带动针形阀 2 向右移动，

使阀开度变小，气流阻力增加，保持出口压力 P_s 不变，反之亦然。手柄 5 可以调节出口载气压力 P_s 的大小。

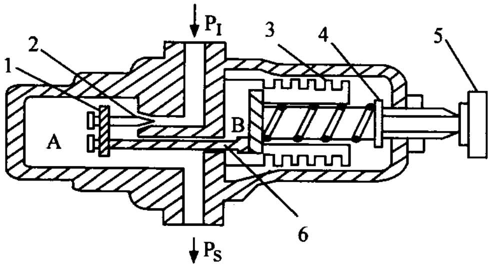


图 1－5　稳压阀示意图
1. 阀座 2. 针形阀（或平面阀）3. 波纹管
4. 弹簧 5. 手柄 6. 阀杆

稳流阀工作原理如图 1－6 所示。来自稳压阀的载气 P_1 进入稳流阀后到达 A 腔，同时通过针阀 4 旁的间隙进入 B 腔，当针阀 4 固定载气流动到达平衡状态时，弹性膜片 1 位置稳定，稳流阀输出载气的压力和流量也随之稳定。因为载气流量的大小是由压力差所控制的，所以当针阀 4 处流过的载气流量增大时，压力差 $\triangle P = P_1 - P_2$ 增大。而来自稳压阀的载气压力 P_1 是恒定的，$\triangle P$ 增加则 P_2 变小，作用在弹性膜片 1 处向上的力减小，弹性膜片向下移动使稳流阀出口球阀开度变小，流量减小，P_2 相应增大，$\triangle P$ 变小，维持载气流量不变，反之亦然。手柄 3 可调节出口载气流量的大小。由于稳流阀要求气体压强较稳定，须接在稳压阀后使用。

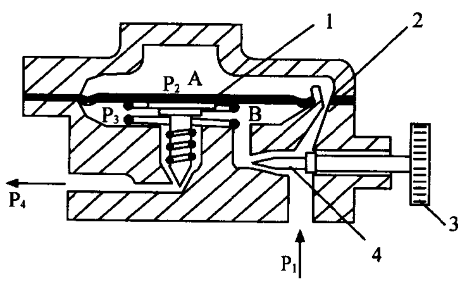


图 1－6　稳流阀示意图
1. 弹性膜片 2. 上游反馈管 3. 手柄 4. 针阀

二、进样系统

进样系统由载气预热器、取样器和进样气化装置等组成。对进样系统的要求一方面是须准确定量，迅速注入；另一方面气态或经气化的样品能在载气中形成一个窄带集中地进入色谱柱。否则测量结果将毫无意义。

（一）载气预热器

载气预热器是一种可以给载气加热的装置，主要是为了防止气化后的样品遇上冷的载气而被冷凝下来，影响样品的分离。

（二）取样器

液体样品进入色谱柱的最普通的方法是使用微升注射器。样品量在 1μl ~ 10μl 之间，常用 5μl 和 10μl 注射品。当是气态样品时，可用 0.1ml ~ 5ml 规格的气密性能好的注射器。

为了取样的准确性，常选用专门的取样阀取样。气体取样阀按其结构通常分为膜片式、拉动式和旋转式几种。也可按样品和载气分为四通、六通、十通阀等类型。图 1－7 是旋转式六通阀工作原理示意图。

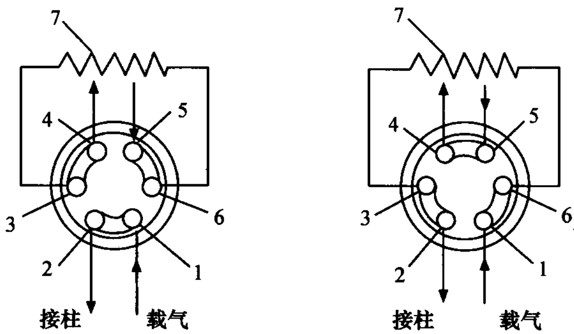


图 1－7　六通阀工作原理示意图

（三）进样气化装置

进样气化装置（或称气化器）的功能是接收样品后立即使其气化。由于液体样品进入后在瞬间应使其各组分完全气化，因而要求气化室温度比所有组分的沸点都高出 50℃ ~ 100℃。进样气化室和载气通道的结构设计应使样品在载气中扩散为最小，从而能使样品集中地、成一窄带状被带入色谱柱。即要求死体积尽量小，峰扩展尽量小。使用毛细管柱时进样系统必须使用样品分流器，因毛细管柱只能有效地分离填充柱正常样品量的 1% 左右或更少，样品量仅在 10μg 左右，多余的样品通过样品分流器排空。

三、气相色谱柱及温度控制

（一）气相色谱柱

1. 固定相　整个气相色谱系统的核心是分析柱，混合物中各个组分的分离就在这里完成。在气相色谱仪中，优良的柱子应该具有适当的尺寸和适当的固定相。柱

子的液体固定相的选择可按下述规则进行，非极性液态固定相最适于分离链烷烃之类的非极性混合物，而极性固定相最好是分离极性化合物，如醇或酚等。在气固色谱中，常选用的填充吸附剂主要有强极性的硅胶，中等极性的氧化铝，非极性的活性炭以及分子筛等。

2. 柱管形状和尺寸　柱管形状一般有U型管、盘形管和螺线管三种，其中以U型管最常用。

柱子的尺寸应使容量（样品量）和分析速度最佳化，为获得最大效率，可以采用内径较小、长度较长的毛细管柱。由于这些柱内径较小，因而必须采用颗粒较小的固态载体或较薄的液膜作固定相，所需的样品量较少（10μg左右）。当要求分析的样品量较大且分离不困难时，可采用内径较大、长度较短的填充柱。

（二）温度控制

在气相色谱仪的使用过程中，温度的稳定与否直接与气相色谱仪的正常工作及其测量结果的可靠性有着密切的关系。温度不仅对样品在色谱柱上的分离过程有很大影响，对许多检测器（如热导、电子捕获、示差折光等）的检测结果也有很大的影响。因此必须对色谱柱箱、检测器和气化室等实行温度控制，温度控制一般是通过对具有一定体积的恒温箱内部的温度控制来实现的。

目前在色谱仪一般通过提供电流的方式来给恒温箱加热，热交换都是用空气浴进行。温度的调节与稳定用温度控制器来实现。温度控制器主要有开关式、比例调节器式、三作用调节器式等三种形式。目前用得较多的是比例式调节器，其工作原理见图1－8。通过设定电阻值代表对应的温度值定好所需温度，在感温电阻阻值小于给定阻值时电桥不平衡，经交流放大器放大后，由相敏检测器根据信号幅值的大小检波，从而推动触发电路产生相应的触发脉冲来调节可控硅功率调节器供给加热炉丝的电流大小。设定电阻与感温电阻阻值差异的大小，直接控制炉丝加热电流的大小，构成一个有连续自动调节的功能的闭环负反馈系统，最终达到温度的平衡。若将设定电阻设为定值，则可进行恒温操作，若将设定电阻的阻值按一定程序变化，就可实现程序升温。

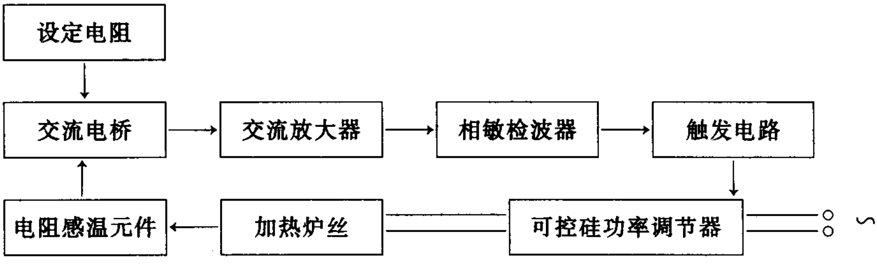


图1－8　比例调节器式温度控制器工作原理框图

四、程序升温气相色谱法

气相色谱仪的温度控制有恒温（或定温）操作和程序升温两种。恒温是在整个工作过程中始终把温度控制在一个设定范围内，对于样品中各个组分的沸点分布范围比较窄时，选择样品的平均沸点作恒温操作，可得到较好分离结果。但在样品中各个组分的沸点相差较大时，一般在沸点分布范围大于 80℃ ~ 100℃时，采用恒温操作分离效果就不太理想，此时必须使用程序升温操作。程序升温是一般恒温色谱法的一种逻辑推广，在性能较完善的气相色谱仪中都具有程序升温装置。

（一）恒温控制系统

恒温控制系统实际上是一种闭环负反馈自动控制系统。通常由恒温控制电路，恒温箱及测温、补偿等环节构成。电路形式多样，但反馈原理是相同的。

目前色谱仪中的温控电路大都采用连续式的温度控制的方法，这样既利于温度的设定，又利于提高控温精度。

（二）程序升温控制系统

程序升温（temperature programmer）可使色谱柱的温度在分离的过程中按照预定的程序逐步增加，使样品中每个组分都在最佳的温度条件下流出色谱柱，以保持较好的峰形。线性程序升温应用最为广泛。

常用的程序升温的方式有线性程序（单阶线性升温）和非线性程序（多阶线性升温）两种，见图 1－9。

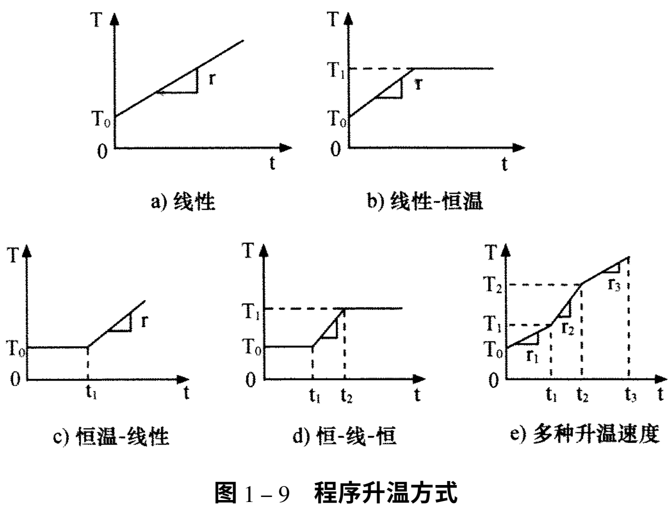


图 1－9　程序升温方式

1. 线性程序，即柱温 T 随时间成比例地升高。可表示为 $T = T_0 + rt$，式中 T_0 为初温（℃）；t 表示时间（min）；r 代表升温速度（℃/min）。

2. 非线性程序

(1) 线性 – 恒温：先线性升温到固定液最高使用温度，然后恒温到把最后几个沸点组分冲洗出来。适于高沸点组分较多的样品的分离。

(2) 恒温 – 线性：先恒温分离低沸点组分，再线性升温分离高沸点组分。适于低沸点组分较多的样品的分离。

(3) 恒温 – 线性 – 恒温：开始恒温分离低沸点组分，中间一段时间线性升高，再恒温将高沸点物质全部冲出。适于组分沸点范围很宽的样品。

(4) 多种升温速度：开始以升温速度 r_1 升温，再以升温速度 r_2、r_3 升温。可以针对样品组分的沸点分布情况将每一组分均以合适的升温速度分离出来。

3. 程序升温控制方式　程序升温控制方式最常见的有机电式与电子式两种，以电子式最常用。

(1) 机电式：机电式程序升温控制器通过振荡器和环形脉冲分配器控制步进电机，使它按程序控制单元所设置的时间，线性地改变变阻器的阻值作为温度控制器的设定电阻，就可达到程序升温酌目的。由于机电式程序升温控制器是采用机械位移的方法来改变变阻器的阻值实现温度控制，很难精确地控制程序升温的过程，因此不常用。

(2) 电子式：电子式程序升温控制器由温度定值器和温度控制器构成。

温度定值器由升温速率选择、脉冲发生器、整形电路、计数器、D/A 转换及初始、终止温度设定和控制电路组成。温度控制包括测温电路、比较放大器、触发电路及控温电路等。电子式的程序升温控制器的工作原理见图 1 – 10。

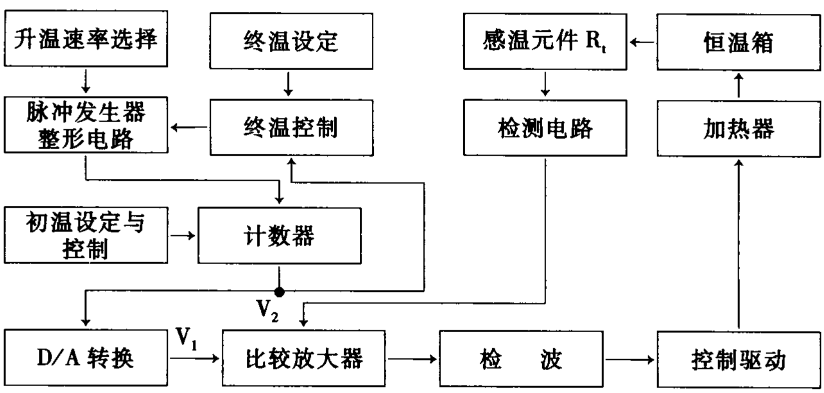


图 1 – 10　电子式程序升温控制器原理框图

通过初温设定和控制电路给出系统所需的初始温度的数字信号，经计数器计数和 D/A 转换成代表初温的固定电压信号 $V_{1初温}$，与代表恒温箱内部实际温度的电压信号 V_2 比较。若存在差异，则通过控制电路给恒温箱升温；若等于初始温度，则停止升温使系统保持初温。进行程序升温时，用升温速率选择控制脉冲发生器产生

的脉冲的频率，脉冲经整形后送计数器累加。脉冲的个数对应于给定的温度值，累加后的结果作 D/A 变换，输出电压 V_1。感温元件 R_t 检出恒温箱内部的温度，经检测电路转换为电压 V_2V_1 比较，若 $V_2 < V_1$，则由控制驱动电路使加热器加热，V_2 上升，至 $V_2 \geqslant V_1$ 止。若温度定值器确定的电压值 V，随时间线性上升，则恒温箱温度也会随之线性上升，V_2 也线性上升。预先设定的终温与计数器的输出在终温控制电路比较，二者相等且达终止温度时，终温控制电路给脉冲发生器置“0”的信号，升温过程停止。此时计数器输出锁定，系统转为恒温工作状态。升温的速率是由脉冲发生器产生的脉冲的频率决定的，只要使初始、终止温度设置改变其设置值，整个电路可实现多阶线性升温或多种升温速度。整个控温过程可由微机或微处理芯片自动控制。

4. 程序升温操作中应注意的问题

（1）根据样品的性质（尤其是沸点分布情况）决定升温方式；

（2）根据样品中沸点最低组分的沸点决定起始温度；

（3）可视具体样品性质决定升温速度（对于内径为 3mm ~ 6mm，长 2m ~ 3m 的填充柱，升温速度 r 一般可取 3℃/min ~ 8℃/min，而对毛细管柱，一般选取 0.5℃/min ~ 2℃/min 为宜）；

（4）由固定液的最高使用温度及高沸点组分的沸点决定终止温度（可以其中较低的温度为依据来确定终止温度）。

五、气相色谱仪常用检测器

检测器（detector）是将样品组分的浓度或质量（含量）转换为电信号并进行信号处理的一种传感装置，是色谱仪十分重要的一个部分。检测器性能的好坏将直接影响到色谱仪器最终分析结果的准确性。

（一）气相色谱仪常用检测器的分类

按照检测器的输出信号与物质含量的关系可以将气相色谱仪常用检测器分为积分型的检测器和微分型的检测器两大类。微分型检测器又分为浓度检测器（第一类）和质量流速检测器（第二类）两类。

1. 浓度型检测器　浓度型检测器的输出与已分离的组分在载气中的浓度成比例。色谱流出曲线上的每一点都对应于该瞬间组分在载气中的浓度。

用某种浓度型检测器测定某一样品，其色谱图如图 1 – 11 所示。峰 a 为某组分的响应曲线。峰面积为 A_1，组分全部质量为 M，X_a 表示该组分的瞬时浓度，系统工作在线性范围之内，即 K_1 为一常数。

则检测器的响应为：

$$R_1 = K_1 X_a \text{（}K_1\text{ 为比例系数）} \quad (1-1)$$

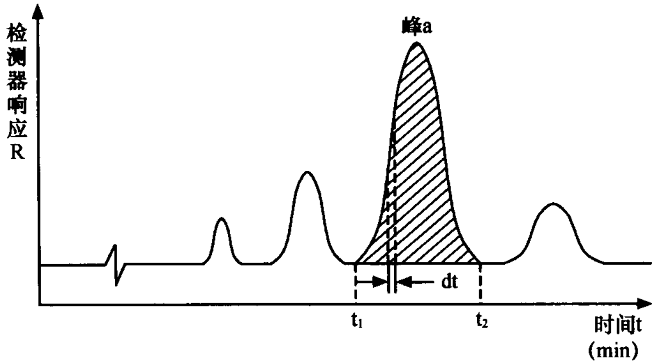


图 1－11　浓度型检测器的输出曲线

$$X_a = [dm_a / (dm_a + dm_c)] = V_a / (V_a + V_c) \quad (1-2)$$

式中 dm_a、dm_c 分别为 dt 期间流过检测器的组分和载气的质量，V_a、V_c 分别为相应质量流速。

所以峰 a 面积 A_1 为：

$$A_1 = \int_{t_1}^{t_2} R_1 dt = K_1 \int_{t_1}^{t_2} X_a dt = K_1 \int_{t_1}^{t_2} \frac{V_a}{V_a + V_c} dt = \frac{K_1}{V} \int_{t_1}^{t_2} dm_a = \frac{K_1}{V} M \quad (1-3)$$

式中 $V = V_a + V_c$ 为组分和载气的总质量流速，通常因样品量很小，V_a 对 V 的影响较小，可将 V 看成是稳定的。由于峰面积与组分总量成正比，与载气流速成反比，所以用此类检测器进行准确定量时，载气流速必须保持恒定。

2．质量流速检测器　质量流速检测器的输出信号与已分离组分流过检测器的质量流速（单位时间内通过的组分质量）成比例。色谱峰上的每一点对应于分离物质该瞬时的质量流速，系统工作在线性范围之内，即 K_2 为一常数。

则检测器的响应为：

$$R_2 = K_2 V_a = K_2 \frac{dm_a}{dt} \text{（}K_2\text{ 为比例系数）} \quad (1-4)$$

同样可得此时峰 a 面积 A_2：

$$A_2 = \int_{t_1}^{t_2} R_2 dt = K_2 \int_{t_1}^{t_2} V_a dt = K_2 \int_{t_1}^{t_2} dm_a = K_2 M \quad (1-5)$$

由此看出 A_2 与 M 成比例而与载气流速无关，此类检测器对载气流速的要求不是很严格。在使用第二类检测器，如氢火焰离子化检测器、火焰光度检测器等时要破坏样品的性质和状态，因此在多机联用时应特别注意。

（二）对气相色谱仪检测器的要求

1．灵敏度（S）高　同类检测器灵敏度越高，性能也就越好。

2．最小检测量（D）低　以适应痕量分析的要求。

3．线性范围要宽　以保证分析的精度。

4. **噪音要低、漂移要小** 为降低最小检测，需在一定灵敏度的情况下，抑制噪声。基线的漂移会给定量分析带来困难，要求尽可能小。

5. **选择性问题** 选择性是指检测器对某种物质敏感，对某种物质不敏感，这在选用检测器时十分重要。

6. **响应时间要快** 由于色谱分析是一种连续流动的实时分析，检测器必须要有足够快的响应速度来记录已分离组分的瞬间变化情况，否则会造成信号的丢失，影响分析结果的准确性。

（三）几种气相色谱仪常用的检测器

1. **热导检测器** 热导检测器（thermal conductivity detector，简称 TCD）是由热导池、测量桥路、热敏元件、稳压电路、信号衰减及基线调节等部分组成，具有结构简单、线性、稳定性好，适用面广等特点，可用于检测所有有机化合物。由于它在检测过程中不破坏样品，还可与其他检测器联用以获取更丰富的信息，其工作原理如图 1-12 所示。

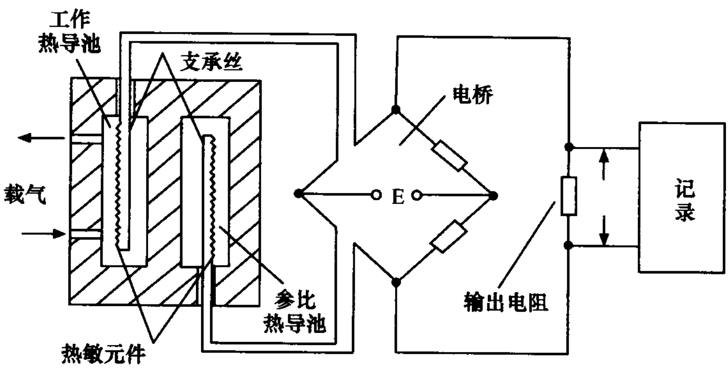


图 1-12 热导检测器基本原理图

热导检测器基本上对所有的组分都敏感，但由于色谱工作过程中样品量都很小，样品组分变化带来的温度变化很小，虽可通过选择温度系数较大的材料作热敏元件来提高灵敏度，但有限度。同时电桥电压也不可能太大，一般在 20V ~ 50V 的范围之内。因而热导检测器的灵敏度不太高，可达 10000mV·ml/mg，最小检测量一般在 10^{-6}g 至 10^{-8}g 左右，线性范围 10^4。

2. **氢火焰离子化检测器** 氢火焰离子化检测器（flame ionization detector，简称 FID）简称氢焰检测器，属第二类检测器。其基本构成和工作原理见图 1-13。

由于氢焰检测器输出信号是电流，所接的微电流放大器应有更高的输入阻抗，才能正常的传递信号。目前微电流放大器常采用绝缘栅场效应管作为输入级，并采用较高放大倍数的负反馈放大器，以保证微电流放大器具有输入阻抗高，稳定性好等特点。只有这样才能将样品产生的微小信号正确地传递到记录仪，获得准确的色谱图。

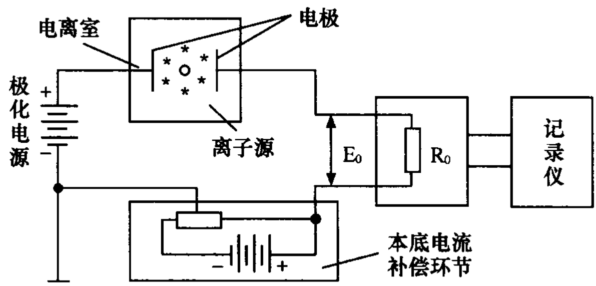


图 1－13　氢焰检测器基本原理图

氢焰检测器是一种选择性检测器，对含碳有机物较敏感。通过电离的方式检测离子流，灵敏度高，稳定性好，响应时间快，线性范围广，结构简单。除用于常规分析外，还常配合毛细管柱，做痕量、快速分析。已成为气相色谱仪中用途最广泛的检测器之一。但使用氢焰检测器对样品的状态有一定的破坏，在多机联用时要特别注意。

3．**电子捕获检测器**　电子捕获检测器（electron capture detector，简称 ECD）是一种浓度型检测器，也是气相色谱仪常用的检测器之一。其灵敏度最高，最小检测量可达 10^{-13} g/s～10^{-14} g/s。其线性范围较窄。在做痕量分析时常用电子捕获检测器。

电子捕获检测器可分为两类。一类是放射性电子捕获检测器，由一个阴极（内装圆筒状 β 放射源 ^{3}H 或 ^{63}Ni 的池体）和一个不锈钢阳极组成。它的两级间加有脉冲或直流电压为极化电源，电压值在 50V 左右，并用绝缘体隔离。这类检测器离子化源为放射性同位素。其基本原理如图 1－14 所示。

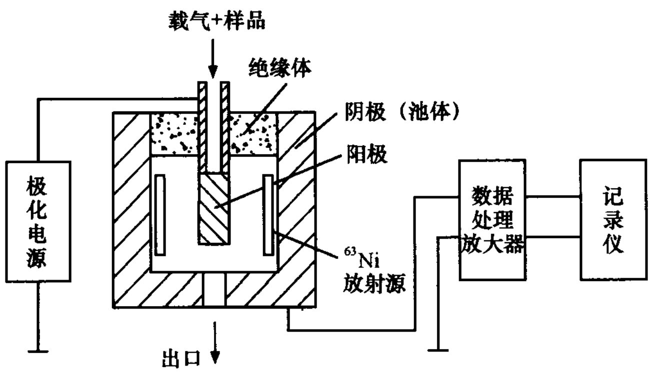


图 1－14　放射性电子捕获检测器基本原理图

另一类是非放射性电子捕获检测器，其离子化源是通过放电室产生的低能电子，在其工作过程中必须用高纯度的 He 作为载气，由于要求 He 的纯度很高，电子设备也比较复杂，故目前尚未广泛应用。

此外，还有氦离子化检测器（HID），火焰光度检测器（FPD）、热离子检测器（TID）等多种，它们都是针对不同样品的不同特点进行检测。应根据检测样品选择检测器，并掌握其基本检测原理，才能准确、合理地使用好检测器。

六、气相色谱仪的操作

在气相色谱仪的操作过程中，要特别注意柱参数的合理选择，它就是有关色谱操作的所有参数的统称，因此对色谱的分离效果会产生很大的影响。

1. 色谱柱和填料（固定相）　新柱子使用前须经老化处理。即在比操作温度高20℃的条件下，将色谱柱“烘烤”12h以上。将有助于除去填料中的污染物和减轻对检测器的污染。

2. 柱长　根据分离度和分离速度选择柱长。基本要求是在保证样品各个组分完善分离的条件下，尽量缩短柱长，以提高分析速度。填充柱则以1m～3m为宜。

3. 载气流速　应兼顾灵敏度和分辨率。载气流速主要会影响样品的保留时间和峰高，应保持恒定。

4. 进样器和检测器的温度　要求约比恒温箱最高温度高出25℃～50℃，可以防止样品组分冷凝。

5. 恒温操作　一般要求其温度比样品最高沸点低40℃左右，也可取样品组分的平均沸点或稍低一点的温度（可视样品不同而上下调节）。

6. 程序操作　在样品沸点分布范围较大时用程序升温技术，可保证在适当的范围内流出低沸点和高沸点相差甚远的样品组分来。

7. 进样　在进样时，注射器应保持垂直于进样器隔膜，以保证重复性；还要稳而快，以保证样品完全气化。

8. 初步分析　对结果的初步分析，将有助于操作者修改和确定最佳的操作条件，这也是色谱工作过程中必须作的工作。

第三节　高效液相色谱仪

高效液相色谱仪又称高速液相色谱仪、高压液相色谱仪等。依据分离的原理有不同的类型，如吸附、分配、离子交换、凝胶色谱等，但仪器组成并无太大的差异。一般由溶剂输送系统、进样系统、分离系统（色谱柱）、温度控制系统、检测系统和数据处理与记录系统等构成，此外还应有必须的电源及其他辅助装置。图1－15为其结构框图。

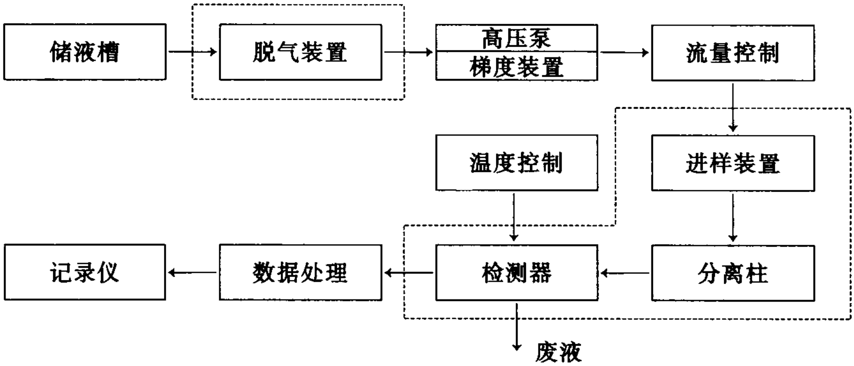


图 1-15　高效液相色谱仪结构框图

一、溶剂输送系统

溶剂输送系统又称输液系统，要求能有效地容纳所要求的溶剂，并输送到系统的各个有关部位。且应具备宽的流速范围和入口压力范围，并能适用于所有的溶剂。这里的溶剂就是高效液相色谱仪的流动相。

该系统主要由储液槽（又称液源）、脱气装置、高压输液泵、流量控制器及梯度洗脱装置等构成。储液槽是装溶剂的容器，必须能够容纳色谱连续工作所需要的较大量的溶剂。脱气装置主要用于除去溶解在溶剂中的空气和其他气体，以减小对检测器的干扰。对溶剂的预处理还应包括去杂质，一般是通过蒸馏的方法进行。

（一）高压输液泵

高压输液泵是高效液相色谱仪最重要部件之一。它将洗脱液在高压下连续不断地送入分离柱以完成色谱分离过程。它的性能对分离及检测都有十分明显的影响，因而对它有下述要求。

1. **能产生较高且平稳、脉动小的压力**　高压虽是获得高速、高效的保证，但太大的压力也会带来诸如密封、机械结构、材料等方面的问题，同时对固定相的强度要求也更高。因此目前一般采用的压力在 3.43MPa～34.32MPa 内。

2. **能提供无脉动恒定流量**　若流量不稳定，会改变保留参数的具体值及峰高，导致定性及定量分析的误差。

3. **输送的流量能在较大范围内连续调节**　输出流量可调范围越大，越能灵活地选择分离的条件。

4. **更换流动相方便**　这样既可缩短操作时间，也可减少溶剂的清洗用量。

5. **便于实现程序控制**　可应用对复杂样品能有效分离的梯度洗脱、程序变流速等特殊的洗脱方法。

此外，还要求对广泛溶剂有耐腐蚀的能力和便于测压等。

高效液相色谱仪中常用的高压泵大致可分为两类，一类是恒压泵，其输出的压强保持稳定，常用的有直接气动泵和气动放大泵等。另一类是恒流泵，即输出流量始终保持恒定。机械注射泵、机械往复式柱塞泵等都属于恒流泵。目前高效液相色谱仪最常用的高压泵是机械往复式柱塞泵，它能连续输送液流、容积小、易于清洗和更换溶剂方便。可用不同电机、机械传动机构来驱动，但无论采用何种驱动方式，最终目的均是推动柱塞作往复直线运动，并借助于单向阀，将洗脱液加以高压后输送至分离柱。

要注意的是，机械往复式柱塞泵的工作过程是抽液和排液交替进行，因此其输出的流量必然有脉动，常采用多头泵交替工作、设置压力缓冲器和更合理的驱动凸轮几何形状设计方案等方法来克服这个问题。在工作过程中，如果有管道堵塞或流量过大等原因造成压力过高而不能监测出来，就可能造成仪器有关部件的损坏。由此应有完善的监测保护装置，以提高仪器使用的安全性。

（二）梯度洗脱及洗脱方式

对高效液相色谱仪流动相的控制有两种方式，即常液洗脱和梯度洗脱。梯度洗脱与气相色谱仪中的程序升温具有相似的作用及目的。

常液洗脱（isocratic elution）是在样品的分离过程中从始至终采用相同的流动相和相同的流量来帮助样品的分离。在样品各组分分配比 K 的分布范围不是很宽时，可得到较好的分离效果。这种方法对色谱输出曲线的影响也相对固定，得到的结果也最准确。一般情况下都采用这种操作方法。

对于一些复杂样品，样品各组分的分配比 K 的值对任意一种流动相都分布很宽时，分配比小的先出色谱柱，采用常液洗脱的方法往往分离不好，甚至不能完全分离。而最后出来的若干组分因时间太长，峰形扩散，致使检测器的灵敏度显著降低，甚至无法检出，得不到好的分离结果。为此，可采用梯度洗脱、程序升温、程序变流速、组合柱等方法来改善分离结果。其中最常用的是梯度洗脱的方法。

梯度洗脱（gradient elution）是在色谱的分离过程中，把两种或更多的不同极性互溶洗脱液随时间按某种变化的比例混合，使流入色谱柱的洗脱液组分作连续的改变。让样品每一个组分都在最佳分配系数的条件下分离出来，以获得较好的峰形。

具体操作是在分离过程中，由低到高逐渐改变溶剂的极性。在一种溶剂（称之为底剂）中，按一定程序加入另一种（或多种）溶剂，以实现连续改变流动相极性、达到改变分配系数 K 的目的。它对于复杂的 K 值分布很宽的样品是一种有效的技术。但其设备较复杂，且不是所有检测器都能适应。梯度洗脱可分为内梯度洗脱（高压）和外梯度洗脱（低压）两类。

外梯度洗脱是将洗脱液在常压下通过比例阀调整好所需比例，经混合器混合送入高压泵加压后输送到色谱柱。比例阀采用可以自动控制的电磁阀，而混合器多采

用电磁搅拌方式。外梯度洗脱设备简单，成本低。但由于要采用一些附加设施，操作起来并不是很方便。

内梯度洗脱则是通过两台或两台以上的高压泵的流量控制来调整所需各种洗脱液的比例，加压后经混合器混合，然后输往色谱柱。通过混合器的不锈钢管内装的不锈钢珠的碰撞使洗脱液混合。内梯度洗脱使用方便，并且可以很方便地实现程序控制，目前在高效液相色谱仪中常被采用进行梯度洗脱操作。

（三）流量控制器

流动相在高压泵高压的驱动下连续不断地流动，以促使样品各组分的分离。高压的流动相流经色谱柱时与固定相相互作用，固定相会形成一个与流动相方向相反的作用力，即构成一个与流向相反的压力，称之为柱反压，它会阻碍流动相的正常流动。流量控制器是为消除色谱柱反压过高对分离造成的不良影响而设计的，主要是一个弹性开口，当色谱柱柱头流动相压力低于最高工作压力时，此弹性开口闭合，流动相全部在色谱系统内部流动。而当柱反压过高、色谱柱柱头流动相压力高于最高工作压力时，弹性开口打开，排出一部分流动相以降低柱压，保证流动相的正常流动。

二、进样系统

高效液相色谱仪的进样系统，要求能将样品有效地注入到系统里去，而不破坏在色谱柱和检测器里所建立的流量平衡。目前设计的仪器均不能完全满足这个要求。理想的进样系统应能给系统带来最低限度的死体积。否则，柱效率将受到损失。

由于高效液相色谱仪是在高压的条件下进样，进样装置要求较为苛刻，进样系统的设计和使用也较气相色谱仪复杂一些。例如，对进样装置的死体积要求更严，在高压下进样时样品的喷射问题，进样时对系统的压力和流量影响等。

进样装置有注射器和多通进样阀。为适应高压条件下进样，进样方式又有停流动相和不停流动相两种。

（一）注射器进样

高效液相色谱仪进样量一般都比较小，注射器进样常采用微量注射器。可分为直接注射器进样与隔断注射器进样两种。

直接注射器进样与气相色谱仪相类似。其结构简单，使用方便，可在不停流情况下进样。但对隔膜、弹性垫片要求耐压高，一般在压力低于 14.71MPa 时可以使用。针头可顶到色谱柱口，死体积小，峰扩展小，有利于分离。但进样量重复性差，适用压力不能太高。

隔断式进样器是在不进样时用隔断器将进样系统与流动相隔断开，进样时将隔

断器提起，让进样系统与流动相连通。将注射器针头插到色谱柱顶端进样；流动相带着样品进入色谱柱，进样完毕马上关闭隔断器，其工作压力可达34.32MPa。隔断式的注射器进样既保留了注射器进样的优点，又能适应更高的工作压力，是目前高效液相色谱仪最常采用的一种进样方法。

（二）高压进样阀（多通进样阀）

高压进样阀的结构与气相色谱仪所用进样阀完全一样。有四通、六通阀等。常用的也是旋转式六通阀（参见图1－7）。由于是在高压的条件下进样，对其承受高压的能力和密封性要求更严格。它的工作压力可达到19.61MPa，进样量准确、重复性好是它的最大优点。其缺点是死体积较大，峰的扩展也较注射器严重。一般适于在高压条件下、且样品量较大时的自动进样。

以上两种方法均是在流动相保持流动的情况下进样，称为不停流进样。

为适应更高的工作高压，可采用停流进样，即在进样瞬间停止流动相流动，进样完毕后立即恢复流动相的流动。但要求进样器尽量保持原压力，以利于进样完后压力的迅速恢复。停流进样只是在压力高时不得已而用之。因停流后恢复正常状态需要一定时间，对准确确定峰形和保留时间会有很大影响，分析结果的误差会很大。

三、分离系统和温度控制系统

分离系统包括色谱柱、填料（固定相）。它承担着样品的分离，为达到好的分离效果，色谱柱的选择尤为重要。

（一）色谱柱的材料、几何形状和尺寸

1.材料　其材料有不锈钢、厚壁玻璃和石英。在工作压力超过3.92MPa时，须用不锈钢管柱。

2.形状　有直管柱和螺旋柱。由于在高效液相色谱仪中使用的色谱柱都较短，所以基本上都采用直管柱。

3.尺寸　由实际需要的分离度、压力降、分析时间以及样品量的大小决定柱长和内径。

（二）固定相和流动相

1.液固吸附色谱法　在此法中，固定相都是一些吸附活性强弱不等的吸附剂，大部分以硅胶为基体，也有用氧化铝、分子筛等的。吸附剂可分为全多孔型及表面多孔型（或称薄壳型），实际都是一些颗粒。

柱管的填充主要根据固定相的粒度大小分别采用干装法和湿装法。装填时要注意让固定相颗粒保持适当的松紧程度。

在色谱分离中，起分离作用的主要是流动相和固定相。通过对其调整可改变样

品各组分在两相间分配的差异，进而改善分离。但固定相种类较少，性质的差异也不太大，通过调整固定相来改善分离的效果往往不很明显。且在实际工作中调整固定相也不是很方便。但可用作流动相的溶剂很多，不同溶剂的性质（包括极性、浓度、pH 值、粘度等）有较大的差异。因此适当地选择流动相，可使样品各组分在两相间分配的差异有较大的变化，而使分离效果得到很大改善。

正确选择流动相可依据下面原则进行：①稳定性好；指柱效率或柱子的保留性质长期不变。②适应所采用的检测器；溶剂不要在检测器中产生干扰信号。③能溶解待分离样品。④清洗方便。⑤粘度小。太大会降低理论塔板数，或者说会增加分离时间。

重复性差是液固吸附色谱法的重大缺陷。任何类型的吸附剂，由于其表面积、多孔结构或吸附剂本质（如结晶状态或组成）的微小变动，都会引起柱性能的很大差异。控制柱子适当的含水量对此缺陷的改善可取得一定效果。

2. 液液分配色谱法　液液分配色谱法是在担体（载体）上涂敷一层固定液作为固定相。有可控表面多孔载体、全多孔型担体，如硅藻土、表面蚀刻微球等。有正向分离和反向分离两种分离形式。

正向分离是指用极性固定液和非极性流动相来分析极性化合物的色谱系统。反向分离是指用非极性固定液和极性流动相来分析非极性化合物的色谱系统。非极性的样品与固定液有很好的相互作用，非极性化合物的保留比极性强，可用以分析长键化合物、稠环芳香化合物、脂溶性维生素、多氯联苯等。

对于液液分配色谱法流动相的要求及选择应考虑如下几点。

①流动相尽可能地与固定相不溶；②粘度应尽可能小；③适应所用检测器的性能；④对样品应有选择性；即样品中各组分的 α 值（选择性系数，两个组分的相对校正保留时间之比，$\alpha = t'_{R2}/t'_{R1}$）不能为 1。

在液液分配色谱中，系统的分配比 K 既可通过流动相又可通过固定相来调整。这也是它较之气液分配色谱法灵活之处。由于固定液只有少数几种极性不同的物质如 β、β′一氧二丙晴（ODPN）、聚二乙醇（PEG）、三甲撑乙丙醇（TMG）、角鲨烷等。所以主要还是通过改变流动相来调整 K 值。

正确选择流动相主要凭经验。一般极性化合物用极性固定液和非极性流动相；反之，用非极性固定液和极性流动相来分离非极性化合物，可得到较好的 K 值。一旦固定液确定，可通过改变流动相来改变 K 值，实现对样品各组分的完善分离。

（三）温度控制系统

高效液相色谱仪的操作对温度的要求没有气相色谱仪那样严格。其控温装置也是通过对恒温箱的温度控制来实现对色谱柱的温度控制的。一般都采用闭环负反馈的温度控制方式（见图 1－8）。

四、高效液相色谱仪用检测器

（一）基本要求

1. 对流动相的适应　在高效液相色谱仪中，流动相从有机化合物到水及其它电解质溶液都有，再加上梯度洗脱就成为了多元物质，在设计及选用检测器时须特别注意。例如采用某种原理的检测器，如果流动相的特性参数与待分离物中某一组分相同，或者多元流动相对同一原理的检测器具有不同的参数值，都会使检测器无法正常工作。

2. 峰扩展问题　由于其流动相的流速相对较慢，峰扩展的问题更为突出。对于死体积及测量系统的时间常数的要求就更为严格。要求检测器的空间及测量系统的时间常数尽可能小。现在样品池体积一般都在 10μl 以下。

目前常用的检测器有两大类，一类是总体性检测器。即对洗脱液和组分总体的物性（如折光率、电导率等）进行检测，如示差折光检测器、紫外及可见光检测器、微量吸附热检测器等。另一类是溶质性检测器，是将溶剂去掉后把溶质气化，送入气相色谱检测器进行检测。如热导检测器、氢火焰离子化检测器、电子捕获检测器等。

检测器灵敏度、线性范围、响应、响应时间等参数可参见气相色谱检测器的介绍。

（二）常用检测器

1. 紫外及可见光检测器

具体结构基本与紫外-可见分光光度计相同，但它的样品池做成细长的流动型，如 Z 型、H 型，便于动态实时检测色谱柱分离的组分。

检测器可设计为单波长紫外检测器与紫外及可见分光检测器两类。单波长紫外检测器常采用 254nm 及 280nm 的单色光波长。紫外分光检测器的工作波长可通过调节棱镜或光栅来加以选择，可将其工作波长选择在吸收系数较大波长上，以提高检测灵敏度。紫外及可见光检测器是目前高效液相色谱仪中最常用的检测器。其灵敏度和检测精度高、线性范围宽、受流量和温度波动的影响小、适用于梯度洗脱及不破坏样品等特点，是一种选择性检测器，只能用于在工作波长范围内有吸收的样品。

2. 示差折光检测器（RID）

由光源系统、光路系统、接收、放大、记录系统构成。因为各物质折射率不同，混合物的折射率是各组分折射率的平均值，溶剂和样品各组分折射率存在一定差异，所以通过检测折射率的变化，就可达到分析样品各组分的目的。

这是一种非选择性检测器。基本上对所有被测对象均有响应，且不破坏被测物

质的性质。但灵敏度较低，不适于做痕量分析和梯度洗脱。因样品－洗脱液的折射率将随洗脱液组成变化而变化，从而产生干扰信号。

示差折光检测器按照其作用原理又可分为反射式和偏转式两种。

（1）反射式示差折光检测器：由菲涅尔反射原理，相分界面上反射光的强度取决于入射角和相分界面上两种介质的折射率，折射光的强度也受入射角和相分界面上两种介质的折射率的影响。光源发出的光经光学系统后形成两束平行光以略小于临界角的入射角射入棱镜，照射在样品池和参比池的液体－棱镜界面上，一部分光被反射掉，另一部分折入池中，并被底板反射后自棱镜的另一侧射出，用两只配对的光电倍增管接收这两束光，可将它们产生的光电流调为相等，此时表示纯流动相通过检测器，可记录出基线来。若样品池中组分变化，引起折射率变化，照射在对应光电倍增管上的光强度也变化，产生的光电流和参比池出射光产生的光电流会有差异，据此可检测已分离组分并绘出相应的色谱图。见图 1－16。

（2）偏转式示差折光检测器：由折射定律，$n_1\sin\theta_1 = n_2\sin\theta_2$，折射角 θ_2 取决于入射角 θ_1 和相分界面上两种介质的折射率 n_1、n_2。光源发出的光经光阑，由透镜变成平行光进入样品池和参比池，由池体出射的光发生了偏转，反射镜使偏转后的光线再次入射池体并再次发生偏转后自池体射出。如样品与参比池的液体具有相同的折光系数，则自池体射出的光全部聚焦在五棱镜前面的棱边上（可通过调节调零装置－平行平板来实现），五棱镜将此光线分为强度相差不大的两束光照在对应的光电倍增管上，记录出基线来。如样品池的折射率改变，则光束偏转角也发生变化，光点位置发生偏转，五棱镜分的两束光光强也会变化，使检测器输出改变检测出已分离样品来。（见图 1－17）

3．荧光检测器　某些物质在吸收了一定的光能后，会发射出频率较低、波长较长的荧光。荧光检测器就是用紫外光（称为激发光）照射样品，通过光电倍增管检测样品所发出的荧光（称为发射光），记录出色谱图的。其基本原理和仪器结构与荧光分光光度计相类似，可以参考有关章节的介绍。

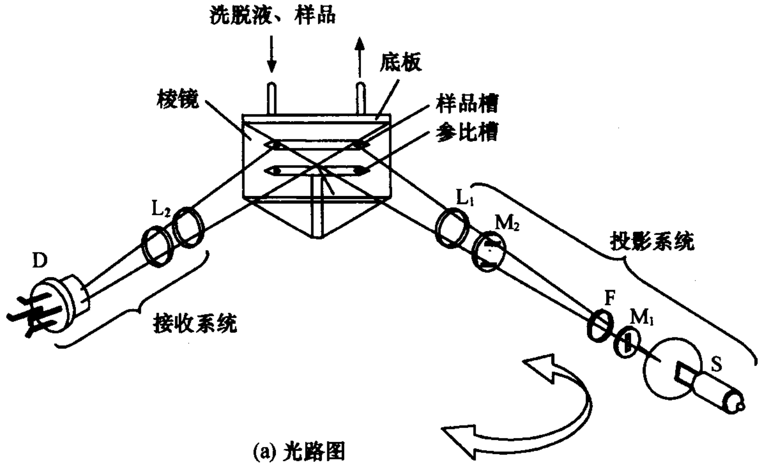
荧光检测器根据单色器的不同，分为多波长荧光检测器（由多个滤光片构成单色器）和荧光分光检测器（由光栅构成单色器）。

荧光检测器在选择性和灵敏度方面优于紫外检测器。但它检测的样品必须能够被激发出荧光，也是一种选择性检测器。

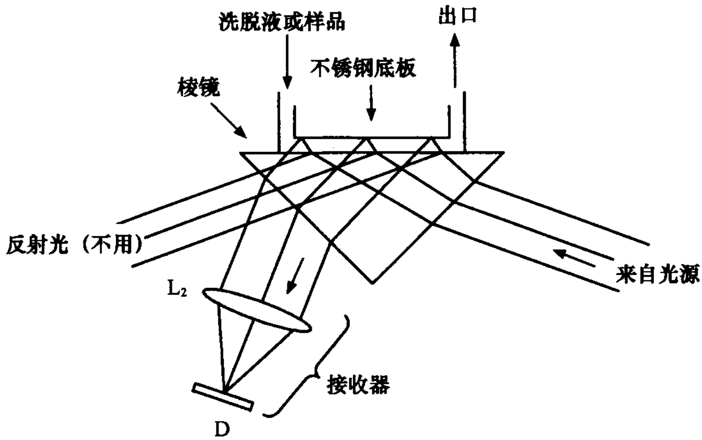
此外，二极管阵列检测器、氢火焰离子化检测器、微量吸附热检测器等也是高效液相色谱仪常用的检测器。

五、操作条件的选择

操作条件的选择除前面介绍的色谱柱参数、流动相及固定相的选择外，还包括以下几点。



(a) 光路图



(b) 原理示意图

图 1－16　反射式示差折光检测器

（一）流动相的流量

提高流量可缩短分析时间，但会降低分离度，增加柱子压力。应根据样品的性质、样品量的大小、分离的目的、选择的固定相和流动相以及色谱柱的尺寸等因素综合考虑，一般选 10ml/min 以下。制备时，流量可选大一些。

（二）柱温

据统计，约有 70% 以上的分析是在室温下进行的。提高温度可提高分析速度，但也会降低分离度。因此在高效液相色谱仪中，一般均通过流动相的选择而不是柱温的调整来提高分离能力。高温对固定相的影响也应充分考虑。

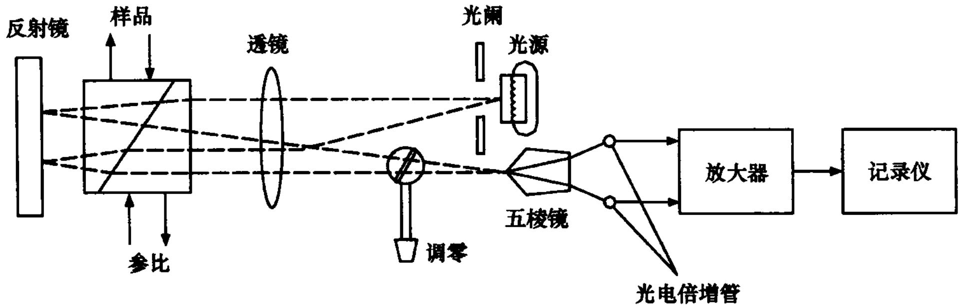


图 1－17　偏转式示整折光检测器

（三）压力

高压是提高分析速度的原因之一，一般可在 3.43MPa～34.32MPa 之间选取，最高不能超过 49.03MPa。但高压也会带来密封、固定相的强度等问题。除了高压技术以外，还可通过采用高效固定相，缩短柱长的努力来提高分析速度。

（四）进样量

高效液相色谱仪主要追求的是分析速度及分离能力，常只允许极小的进样量，这将有利于这两项指标。一般随着样品体积酌增加，柱效率会降低。

第四节　色谱仪的数据处理系统

一、数据处理系统

色谱数据处理的最终目的就是得到混合物中各组分的定性与定量结果。其最基本的方式是绘出色谱图。在计算机介入后，还可提供一些如输出保留时间、峰高、峰面积、成份比率等信息。传统的色谱数据后处理是用积分仪来完成的。由于计算机系统在各行业的应用越来越普及，所以色谱数据后处理方面的发展趋势是普遍采用色谱数据工作站代替积分仪。

（一）记录仪

这是最传统而又用得比较广泛的一种装置。它通过将样品信号定量转换为电压信号，推动记录笔记录出色谱图。但保留时间、峰高、峰面积等参数需要人工的方式来处理，分析结果不是很准确。

（二）积分仪

积分仪主要有模拟积分仪和数字积分仪。主要功能是自动计算色谱图上各峰的

峰面积。色谱分析时，被分析物的浓度和含量通常与峰面积存在线性关系。积分仪可以更准确的计算出色谱峰面积，为定量分析打下良好的基础。

（三）色谱工作站

随着微型计算机的发展，数据处理装置已逐渐发展到色谱工作站（chmmatography da－ta handling systems）。这是一种对微型计算机的软件和硬件进行扩充，使其具有处理色谱信号数据或控制色谱仪的功能的设备。它包括硬件和软件两个部分，硬件部分除了计算机外，还通过接口电路将色谱仪与微机联为一体。软件部分主要有系统软件、控制软件、采样软件和各种数据处理软件包。硬件是指信号采集单元，将色谱仪输出的电压信号转变为电脑能够接受的离散数字信号（称之为采样信号），起着电脑与色谱仪之间的接口转换作用。软件是接受色谱信号数据，并提供人机窗口界面，对谱图进行各种处理的电脑程序集。除进行色谱数据处理外，还参与仪器的自动控制。

二、色谱仪中的微机功能

1. 分析信息处理　峰检测方式；峰处理方式（包括波形处理、基线校正、不完全分离成分的分离、拖尾峰上峰的分析、线性化）、计算峰高和峰面积积分；保留时间测定。

2. 数据演算功能　进行总和校正、成分比率、移动平均，线性多项式演算等数据计算，有归一化法、校正归一化法、内标法、外标法等定量计算方法。

3. 程序控制功能　实现程序升温、程序变流速、梯度洗脱、程序变压、阀门切换、流路切换、衰减程序、大气压平衡等一系列程序操作。

4. 存贮器的保存功能　内部电池支撑内存保存，磁盘的输入、输出。

5. 操作条件自动控制功能　按预先的设定，自动控制工作中的操作条件。

6. 自动标定功能　自动标定保留时间、死时间、峰高等基本参数。

7. 异常检出及显示功能　检测异常工作情况并给出提示信息，报警并自动关闭仪器。自动对信息处理器进行诊断，以保证数据处理的准确性。

8. 外部输出功能　记录仪输出色谱图、棒图、趋势图；输出、打印记录；报警输出、自动停机。

通过计算机的介入，色谱仪能较长期地连续运行。仪器的可靠性，精度等主要技术指标大大提高。色谱仪还能够自动进行标定、自动校正诸如环境温度、压力等变化引起的误差、自动检查本身的工作状态，发现故障，指示故障源和发出报警信号，停机。操作、使用更加方便。

第二章　电 泳 仪

带电粒子在电场中向着与其本身所带电荷相反的电极移动的现象，称为电泳（elec－trophoresis）。生物样品在电泳过程中因各成分的移动快慢不同而被分离，这种技术叫做电泳技术；可以实现电泳分离技术的仪器称之为电泳仪（electrophoresister）。电泳现象作为一种生物学和生物化学中有重要意义的技术，是由瑞典科学家 A.Tiselius 在 1937 年首先提出的，是年滤纸电泳技术的研发成功，才使电泳技术在生物学和生物化学中得以广泛应用。

目前，电泳仪已广泛用于临床诊断、工业制备和基础理论研究中。例如，各级医院常用它来进行血清蛋白、血红蛋白、精蛋白、脂蛋白的分离、鉴定和含量测定以及血清酶的检验、免疫化学检验等，这些数据可以提供给医生，作为诊断某些疾病的依据；在生化工业中用于提纯酶、激素及其它生化产品；在科研工作中利用高压电泳来研究蛋白质的一级结构等。总之，电泳仪是分离、鉴别、提纯、分析无机离子到复杂的生物高分子化合物的重要工具之一。

本章主要介绍电泳的基本原理、常用电泳技术和设备，电泳仪的种类和操作使用等内容。

第一节　电泳原理

在溶液中，许多分子都可形成正负离子。由于电荷、质量等差异，会有不同的质/荷比，使其在电场中具有不同的迁移速度。悬浮或溶解在电解质溶液中的带电粒子，在电场作用下以不同的速度向着与自身所带电荷极性相反的电极移动。在电泳过程中，带正电荷的粒子向电场的负极方向移动，带负电荷的粒子向电场的正极方向移动。移动的带电粒子受到电场力和周围介质阻力的作用，当二力平衡时，粒子以稳定的速度向电极方向移动。

若溶液里一电量为 q 的带电粒子，在场强为 E 的电场中以速度 v 移动，则它所受到的电场力 F_1 应为：

$$F_1 = qE \tag{2-1}$$

根据斯托克司定律，在液体中泳动的球状粒子所受到的阻力 F_2 为：

$$F_2 = 6\pi\eta r\upsilon \qquad (2-2)$$

式中 η 为介质的粘度系数，r 为粒子半径。

当二力平衡，即 $F_1 = F_2$ 时，粒子作匀速泳动。且有

$$\upsilon = qE/6\pi r\eta \qquad (2-3)$$

显然粒子移动速度不仅与本身性质有关，还受到其他外界因素的影响。主要有以下几个方面。

一、电场强度的影响

电场强度是在电场方向上单位长度的电势降落，也叫电势梯度。

带电粒子在电场中移动速度（也叫泳速）与所加的电压有关。按照电压的大小，可以将电泳分为常压（100V～500V）和高压（500V～10kV）电泳。前者场强约为 1V/cm～10V/cm，后者场强约为 20V/cm～200V/cm。电场强度愈高，带电粒子受到的电场力愈大，粒子移动速度愈快。常压电泳分离时间较长（数小时到数天），常压电泳多用于分离大分子物质，而高压电泳多用于分离小分子物质。高压电泳分离时间短，有时只需十几分钟或几十分钟就可完成电泳过程。

二、溶液 pH 值的影响

溶液的 pH 值不但影响着带电粒子的离解程度，也决定了物质所带净电荷的多少。对于两性电解质蛋白质（氨基酸、多肽等），因其分子表面带有数量不等的 COO^- 基和 NH_3^+ 基。对某一蛋白质而言，当溶液的酸碱度处于某一特定 pH 值时，它将带有相同数量的正、负电荷（即净电荷为零），致使蛋白质分子在电场中不会移动，故此特定的 pH 值被称为该蛋白质的等电点（pI）。结构不同的蛋白质，其等电点有着显著差别。在溶液相对于等电点是酸性的溶液中（即 $pH < pI$）COO^- 与 H^+ 结合生成难离解的 COOH，而留下的 NH_3^+，使蛋白质带正电，在电场中向负极方向移动；反之在溶液相对于等电点呈碱性的溶液中（即 $pH > pI$），蛋白质带负电而向电场的正极方向移动。溶液 pH 值离等电点愈远，粒子所带净电荷愈多，粒子迁移速度就越快；反之越慢。因而人们选择溶液的 pH 值时，以尽量扩大各种蛋白质所带电荷量的差异为前提，这样有利于蛋白质的分离分析。为了使溶液的 pH 值在电泳过程中保持稳定，则必须使用缓冲液。

三、溶液的离子强度的影响

溶液的离子强度对带电粒子的泳动有影响。离子强度越大，粒子迁移速度越慢，反之越快。溶液的离子强度 I 可用下式表示：

$$I = \frac{1}{2} \sum m_i Z_i^2 \qquad (2-4)$$

式中 m 为离子的摩尔浓度，Z 为离子的价数。此式适用于稀溶液，一般溶液的离子强度以 0.02～0.2 为宜。

除上述因素外，支持介质的吸附、电渗、蒸发对带电粒子的迁移速度也起着重要的影响。

四、粒子的迁移率

粒子移动快慢常用迁移率 μ 来表示，定义迁移率为带电粒子在单位电场强度下的移动速度，根据式（2－3），迁移率 μ 表示为：

$$\mu = \frac{\upsilon}{E} = \frac{q}{6\pi r\eta} \qquad (2-5)$$

在实际测量时，迁移率也常用下式表示（单位：cm/VS）：

$$\mu = \frac{\upsilon}{E} = \frac{L_d/t}{U/L} = \frac{L_d L}{Ut} \qquad (2-6)$$

式中，L_d 为时间 t 内粒子移动的距离（单位：cm），E 为电场强度（单位：V/cm），L 为支持物有效长度（单位：cm），U 为加在支持物两端的实际电压（单位：V）。

一般地，不同成份的物质，其颗粒本身所带电量以及颗粒半径都是不同的，其迁移率也不相同。相同成份的物质，其各种特性则十分相似。因此它们在泳动时，趋向于紧密形成一条带。利用这一原理，可把物质中各种不同的成份分开。例如血清蛋白中含有清蛋白，α_1、α_2、β、γ 球蛋白等各种蛋白质，它们的质/荷比是不相同的，故迁移率也不同。如果把血清蛋白放在支持介质上进行电泳，经过一段时间后，迁移率最大的清蛋白移动的距离最大，迁移率最小的 γ 球蛋白的移动的距离最小，其余依次排在二者之间，如图 2－1 所示。

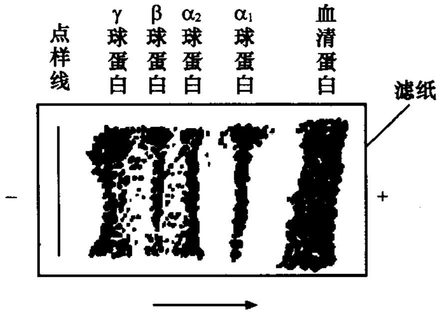


图 2－1　血清蛋白的电泳图谱

这样，各种蛋白质就被分离开来，将滤纸烘干、染色后，可看见几条鲜明的色带。将各条色带一一剪下，并分别把它们溶于脱色剂中，再进行比色测定，即可求出各种蛋白质占总蛋白质量的百分率，这就是用电泳法分离、测定蛋白质的基本原理。

由于常用电泳仪只作为一种分离仪器，故电泳完毕后必须进行处理，处理的方法可有多种，除上述基本方法外，还可经染色后用光密度计进行描记和定量分析。有时还可直接用紫外分光光度计扫描定量等。

值得注意的是，以上推出的式子仅适用于完全绝缘体中的带电颗粒，高分子在缓冲液中的电泳与此有所不同，其原因主要是带电荷的高分子，把一些带有与其本身所带电荷相反的粒子吸引到其周围，结果使得颗粒的迁移率减慢。

五、其他因素

电渗、缓冲液的粘度以及温度等也对泳动速度有一定的影响。

液体在电场中对于固体支持物的相对移动称为电渗。在纸电泳中，由于滤纸（纤维素）上带有一定量的负电荷，而使与纸相接触的水溶液带正电荷，液体便向负极移动并带动粒子向负极移动。若粒子本来向负极移动，则其表观速度将比泳动速度快；若粒子原来向正极移动，则其表观速度比泳动速度慢。本来不带电荷的物质有时也会向负极移动。

第二节　常用电泳技术

生命科学技术的不断地发展，促使电泳技术不断地完善和进步。首先，支持物的材料对提高分辨率和降低吸附作用，起着至关重要的作用；其次，采用诸如滤纸连续电泳、柱状及板状电泳等手段，一次分离出较多纯制品的各种电泳方法；另外，与其他的分析方法（层析法或扩散法）联合使用，取长补短。总之，设计生产出各种自动化程度高、操作简便、性能良好、能有效地吸收电泳过程的热量和使 pH 值稳定的各种电泳仪器，是电泳技术发展的总体趋势。

一、电泳技术的分类

电泳技术有很多种，电泳技术的分类通常可按照电泳实验条件的某一特征，如工作原理、所用载体、使用目的或工作方式来命名。据电泳过程分类，在自由溶液中进行电泳的方法叫做自由电泳，自由电泳是在溶液中进行，不需要支持介质。其

它的电泳都需要支持载体（支持物）。本章主要介绍需要载体的电泳技术。根据工作原理可分为区带电泳（zone electrophoresie）、移动界面电泳（moving boundary ekletrophoresis）、等电聚焦电泳、等速电泳、免疫电泳等；根据载体的性质又可分为滤纸电泳、醋酸纤维膜电泳、琼脂糖电泳、聚丙烯酰胺凝胶电泳等；根据支持载体的位置或形状可分为水平电泳、垂直电泳、板状电泳、柱状电泳、U 型管电泳、倒 V 字形电泳、毛细管电泳等；根据使用目的可分为核酸电泳、血清蛋白电泳、制备电泳、DNA 测序电泳等；根据用法可分为双向电泳、交叉电泳、连续纸电泳、电泳——层析相结合技术等。

电泳时将试样放在载体上进行泳动，并在载体上形成一个个区带叫做区带电泳，其应用最为广泛。支持介质是样品电泳的场所，其种类很多。有滤纸条、琼脂、淀粉板、琼脂糖、醋酸纤维膜、聚丙烯酰胺等。支持介质对电泳效果影响很大，在同样的电压下，不同的支持介质，对电泳时间、分辨率、分离效果有很大影响，有的还影响到电泳谱图。

二、电泳方法简介

电泳技术发展迅速，电泳方法种类繁多，以下简介几种电泳方法。

（一）滤纸电泳

滤纸电泳是最早使用的区带电泳，所谓滤纸电泳是指用滤纸作为支持载体的电泳方法，普通层析纸就适用于电泳。滤纸电泳装置结构简单、易于自制，分离效果也较好。图 2－2 是水平式电泳装置。对电泳装置的要求必须是能够控制溶液的流动，能够防止滤纸中液体由于通电发热而蒸发等。

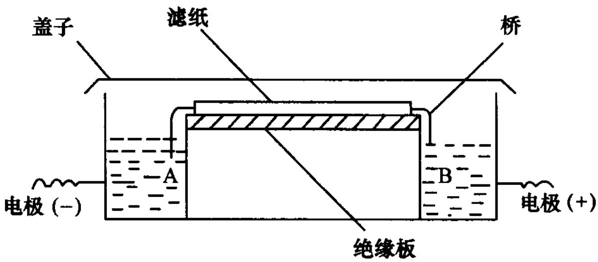


图 2－2　平卧式电泳槽装置示意图

在这种水平式滤纸电泳装置中，将滤纸条水平地架设在两个装有缓冲溶液的容器之间，样品点于滤纸中央。当滤纸条被缓冲液润湿后，再盖上绝缘密封罩，即可由电泳电源输入直流电压（100V～1000V）进行电泳。电压愈高、带电粒子迁移速度愈快，小分子扩散愈小，样品分离时间愈短，短时间内可得到分离清楚的电泳谱。但是电压太高将产生大量的焦耳热，反而因蒸发加剧等原因使粒子的移动距离

缩短。因此，当外加电压超过500v时，需要在滤纸下面放一装有冰块的容器。为了获得更高的分辨能力，提高电泳速度，现在已被醋酸纤维膜所代替。

此外，还有许多由滤纸电泳演变而来的电泳法。例如，琼脂电泳、淀粉胶电泳、醋酸纤维膜电泳、无支持物区带电泳等等。近年来还发展了多种高分辨率的电泳方法，例如聚丙烯酰胺凝胶电泳、等电聚焦电泳、毛细管电泳等，目前已成为常用的电泳方法。

（二）凝胶电泳

由区带电泳中派生出一种用凝胶物质作支持物进行电泳的方式，被称为凝胶电泳。普通的凝胶电泳在板上进行，以凝胶作为介质。电泳中常用的凝胶为葡聚糖、交联聚丙烯酰胺和琼脂糖，这种介质具有多孔性，因此它有类似于分子筛的作用，流经凝胶的物质可按照分子的大小逐一分离。

葡聚糖凝胶是经环氧氯丙烷交联，具有立体网络结构的多糖类物质，其物理化学性质比较稳定，但它的孔径较小，葡聚糖在溶于水后可形成粘稠状物质，其孔的大小由聚合物的缠绕状态决定，未成胶的葡聚糖可流动，易于更换。由于其在低紫外区的吸收很低，因此有利于蛋白的灵敏检测。

琼脂糖凝胶是D－半乳糖和3，6－脱水－L－半乳糖相间结合的链状多糖。琼脂糖是一种天然的线状高分子，这类载体能使被筛分物质保持活性，能迅速活化并接上各功能基团，结构疏松，孔径大，是一种很好的电泳凝胶。它的渗透极限很高，但是却易堵塞。琼脂糖不溶于冷水，但可缓慢地溶于热水。琼脂糖的附性比聚丙烯酰胺大，即使在浓度很低时也有可观的机械强度。

聚丙烯酰胺凝胶是丙烯酰胺与N，N′－甲叉双丙烯酰胺的共聚物，孔径较小，具有明显的分子筛效应，能使较小的蛋白也得到非常精密的分离。这种分子筛效应虽然使分离速度降低，但却增加了对具有相似的电荷密度的蛋白质的分辨率。聚丙烯酰胺的孔径大小由单体和交联共聚单体的浓度及聚合程度决定，可以通过改变这些参数进行调节。

琼脂糖凝胶电泳和聚丙烯酰胺凝胶电泳是普通电泳中应用最多的两种形式，其中特别值得一提的是SDS聚丙烯酰胺电泳（SDS—PAGE）。SDS为十二烷基硫酸钠，是一种阴离子表面活性剂，将被测分子（通常是蛋白质）先溶于SDS溶液，使蛋白质分子与SDS分子键合后变性，由原来的球状转变为棒状，而SDS分子则以它自己的负电荷掩盖蛋白质分子原来存在的电荷，形成有确定电荷/体积比的蛋白质—SDS络合物。在聚丙烯酰胺凝胶中进行电泳时，各种蛋白质棒状分子表现出相等的电荷密度，因此，纯粹按分子大小由凝胶的分子筛效应进行分离。在SDS存在的聚丙烯酰胺凝胶中，粒子的迁移率与有效分子直径之间有着十分精确的相互关系，因此也可以说和分子量有相应的关系，在SDS适量时，均匀凝胶中络合物的迁移速率随蛋白质分子量增加而递减，目前，这种办法被广泛用来测定蛋白质的分子量。

（三）等电聚焦电泳

对于与蛋白质类似的两性电介质分子而言，其荷电状况视介质的 pH 而异。不同的蛋白质等电点不同，如果分子处于 pH 和等电点一致的溶液中，则泳动就停止进行。如果溶液内的 pH 是位置的函数，或者说有一个 pH 的位置梯度，那么在一个稳定连续的线性 pH 梯度的溶液（两性载体电解质）中进行分离，每一种被分离的两性物质都移向与它的等电点相一致的 pH 位置，在那里不再移动（称为聚焦）。由于在这点净电荷（正负抵消）为零，因而又称等电聚焦。等电聚焦电泳的突出优点是浓缩效应，样品分离产生稳定而不扩散的狭区带。等电聚焦电泳对于一步分离、纯化和鉴别蛋白质很有用。因为这种电泳方法具有很高的分辨率，所以在等电点上只要有 0.01pH 单位的差异就能被满意地分离。

1. **等电聚焦电泳过程** 为了在凝胶板上形成一个稳定、连续、线性的 pH 梯度，首先在含有一定比例两性载体电解质的凝胶板上接入电源，即建立电场。电泳刚开始时（称预电泳），小分子量组成的两性载体电解质先行泳动，其中等电点低的分子带负的净电荷（见图 2－3），向阳极移动；等电点高的分子带正的净电荷，向阴极移动。当它们移动到各自的等电点位置时，因净电荷为零而停止移动。因此，全部两性载体电解质分子将在阳极和阴极之间，按照等电点的增长顺序排列，即在阳极到阴极之间的凝胶板上逐渐形成一个稳定、连续、线性、均匀的 pH 梯度。随着凝胶 pH 梯度的形成，分子量较大的样品各组分也向着各自的等电点位置移动，并在各自的等电点位置上，停止移动。最后，样品的各组分在各自的等电点聚焦成一条清晰而稳定的窄带。由此可见，等电聚焦电泳具有很高的分辨率，即使很少量的样品也能被分离。它能分辨 30 种以上的组分，这比普通电泳的分辨率几乎高一个数量级。

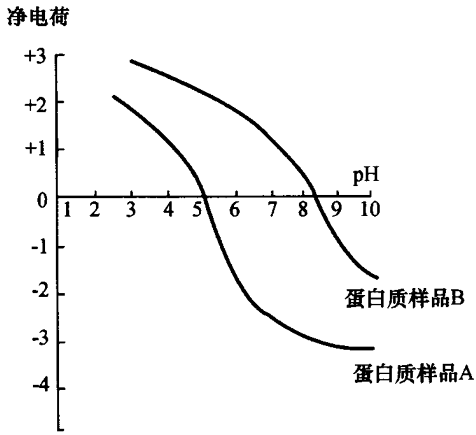


图 2－3 净电荷与 pH 的关系曲线

2. 等电聚焦电泳法的特点　①适用于中、大分子量（如蛋白质、肽类、同工酶等）生物组分的分离分析。②使用两性载体电解质，在电极之间形成稳定的、连续的、线性的 pH 梯度。③由于“聚焦效应”，即使很小的样品也能获得清晰的、鲜明的区带界面。④分辨率高。一般常规血清蛋白电泳只能分辨 4～5 种组分，而等电聚焦电泳能分辨 30 种以上的组分，可获得 0.01pH 单位的分辨率。据报道，目前国际上最高分辨率已达到 0.0025pH 单位。⑤电泳速度快。在高压场强（一般 1.5kV～20kV）下，只需要 1.5 小时～2 小时。⑥加入样品的位置可任意选择。⑦可用于测定蛋白质类物质的等电点。

（四）等速电泳

等速电泳（CITP）是一种“移动界面”电泳技术，载体是内径为 250μm～500μm 的毛细管。它采用两种不同的缓冲液系统，一种为前导缓冲液，充满整个毛细管柱，另一种为尾随缓冲液，置于一端的电泳槽中，前导缓冲液的迁移率高于任何样品组分，后者则低于任何样品组分，被分离的组分按其不同的迁移率夹在中间，以同一个速度移动，实现分离。例如在作阴离子分析时，所选的前导缓冲液必须含阴离子，其有效迁移率高于被测组分，尾随缓冲液亦含阴离子，只是其有效迁移率要低于所有被测组分的相应值，施加电场后，阴离子按迁移率大小朝阳极泳动，前导缓冲液中的离子迁移率大，速度快，集中在最前面，紧接着是被分离组分中迁移率最大的那一个，以此类推，排在最后的是尾随缓冲液的离子，于是所有的阴离子形成各自独立的区带，达到分离。一旦分离完毕，达到平衡，各区带都以与前导缓冲液中离子相同的速度向前移动，此时若有任何两个区带脱节，其间阻抗趋于无穷大，在恒流源的作用下电场强度迅速增加，迫使后一区带迅速赶上，保持恒定。图 2－4 是阴离子等速电泳示意图。

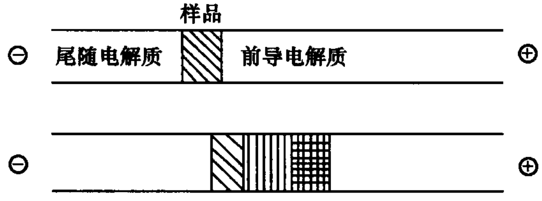


图 2－4　阴离子等速电泳示意图

所有谱带以同一速度移动是等速电泳的最大特点。等速电泳还有两个特点。一是区带锐化，在平衡状态下，如果有离子改变速度扩散进入相邻区带，由于它的速度和这一区带上主体组分离子的速度不同，迫使它立即返回自己的区带，因此，界面清晰，能显示很高的分离能力。二是区带浓缩，即组分区带的浓度由前导缓冲液决定，一旦前导缓冲液浓度确定，各区带内离子的浓度亦即为定值。如果在这时某一组分的离子浓度较小，就将被“浓缩”，反之亦然。

（五）双向电泳

根据不同组分之间的等电点差异和分子量差异建立了 IEF/SDS – PAGE 双向电泳。其中 IEF 电泳（管柱状）为第一向，SDS – PAGE 为第二向（平板）。IEF/SDS – PAGE 双向电泳对蛋白质（包括核糖体蛋白、组蛋白等）的分离是极为精细的，因此特别适合于分离细菌或细胞中复杂的蛋白质组分。双向聚丙烯酰胺凝胶电泳技术结合了根据蛋白质等电点进行分离的等电聚焦技术和根据蛋白质的大小进行分离的 SDS – 聚丙烯酰胺凝胶电泳技术，这两项技术结合形成的双向电泳是分离分析蛋白质非常有效的一种电泳手段。通常第一向电泳是等电聚焦电泳，在 1mm ~ 3mm 的细管中对加入高浓度尿素和适量的非离子型去污剂的聚丙烯酰胺凝胶进行等电聚焦，变性的蛋白质根据其等电点的不同进行分离。而后将凝胶从管中取出，用含有 SDS 的缓冲液处理，使 SDS 与蛋白质充分结合。将处理过的凝胶条放在 SDS – 聚丙烯酰胺凝胶电泳浓缩胶上，加入丙烯酰胺溶液或熔化的琼脂糖溶液使其固定并与浓缩胶连接。第二向电泳结合 SDS 的蛋白质从等电聚焦凝胶中进入 SDS – 聚丙烯酰胺凝胶，在浓缩胶中被浓缩，进而于分离胶中依据其分子量大小被分离。这样各个蛋白质根据等电点和分子量的不同而被分离、分布在二维图谱上。细胞提取液的二维电泳可以分辨出数千个斑点，这与细胞中可能存在的蛋白质数量接近。由于二维电泳具有很高的分辨率，它可以直接从细胞提取液中检测某个蛋白。通过计算机辅助控制系统可以直接记录并比较复杂的双向二维电泳图谱。

（六）免疫电泳

这是利用凝胶电泳（主要是琼脂糖凝胶电泳）结合免疫扩散以提高对混合组分分辨率的一种免疫化学分析技术。它能使具有相同电泳迁移率的物质通过抗原与同源抗体之间的特异沉淀反应来检测。免疫电泳在检测复杂的生物混合物中的抗原（如免疫球蛋白的抗原）时，是一种非常有用的方法，用于各种类型抗体进行定位或鉴定抗原的纯度和特异性。相反，应用纯化抗原也能鉴定免疫血清。免疫电泳最常用的介质是琼脂糖，也可使用聚丙烯酰胺凝胶等。

免疫电泳方法可归纳为定性和定量两种。定性方法是从双向免疫扩散法（抗原与抗体在琼脂凝胶中相向扩散）和 Graber 及 William 免疫电泳技术（样品先电泳，然后在琼脂中进行对抗体扩散）衍生出来的。可用于定量的方法有免疫火箭电泳等。

第三节　电泳设备

电泳设备包括电泳电源和电泳槽两大部分。电泳槽是样品分离的场所，电泳电源是建立电泳电场的装置。此外还可附有某些辅助装置，如恒温循环冷却装置、伏

时积分器、凝胶烘干器等。有的还有分析检测装置。下一章介绍的毛细管电泳仪，就是将高压电源、毛细管、检测器以及缓冲液槽等组合在一起的电泳系统。

一、电 泳 槽

电泳槽是电泳仪的一个主要部件，是样品分离的场所。槽内装有电极、缓冲液槽、电泳介质支架等。电泳槽的种类很多，有平卧式、垂直板式、圆柱式、立板式、悬挂式等等，多数用透明材料如玻璃、透明塑料等制成。槽上有一个盖子，此盖子一来用于防止缓冲液的蒸发，二来可以保护安全，避免发生触电危险。目前商品电泳槽种类繁多。如单、双垂直电泳槽，卧式多用途电泳槽，圆盘电泳槽，管板两用电泳槽，薄层等电聚焦电泳槽，琼脂糖水平电泳槽，盒式电泳槽，垂直可升降电泳槽，垂直夹心电泳槽，U 型管电泳槽，DNA 序列分析电泳槽，转移电泳槽等。

电极多用耐腐蚀的金属制成细丝状，贯穿整个电泳槽的长度。其材料有不锈钢丝、镍铬合金丝和铂金丝等。其中以铂金丝性能最好，得到了广泛的应用，但其价格也最昂贵，使用中要倍加小心，万一电极丝断掉了，也应绕接而不能焊接，因不同金属在缓冲液中会产生电池效应，影响测量。

缓冲液槽有一组或多组的，每组有两个缓冲液槽，有的又各分成两部分（如电极隔间和滤纸桥隔间），利用两个隔间壁上的小孔或狭缝，或者就用疏松的滤纸桥来沟通两个隔间中缓冲液之间的电联系。支持介质架于两槽之间。其两端分别浸入槽内的缓冲液中，然后滴上样品溶液进行电泳。对支持物一般要求为：不溶于溶液，不导电，吸液量多而稳定，不带电荷，没有电渗，不吸附蛋白质等其它电泳物质，热传导度大，结构均一而稳定，分离后的成份易析出等。由于电泳槽结构比较简单，所以甚至可以根据电泳实验的要求来自行设计电泳槽。图 2 – 5 是垂直式电泳槽装置示意图。

高压电泳仪适用于对分子量小而扩散率强的物质进行分析。其电泳槽和常压电泳仪电泳槽的主要区别是：电泳槽内必须加冷却设备。因电泳时支持物发热与电势梯度的平方成正比，高压电泳的电势梯度高达 200V/cm，这就要求有冷却系统来进行散热。常用的冷却方法又分为两种：整体浸泡型和冷却板型。

整体浸泡型又叫液体冷却型，它有水平式和悬挂式两种。正负两电极载体的两端浸泡在四氯化碳、乙烷、丙烷、甲苯、多元醇等不导电的冷却液中。这些冷却液应和样品、缓冲液都不相溶，并有冷却设备进行冷却。这种方法的长处是操作技术简单，缺点是冷却液一般有毒，且易燃。图 2 – 6 是一种悬挂式整体浸泡型的高压电泳系统。经缓冲溶液饱和并加有样品的纸被浸泡在一个大体积的冷却液中。这种液体作为一种液体热交换剂从纸上散热，冷却循环管中压以循环水，将热量不断带走。

冷却板型又叫固体冷却型。用聚乙烯膜将二块铝板（或其它金属板）与支持介质绝缘隔开，用一个可充气的压力垫给整个系统以适当压力。以增加接触面积，提

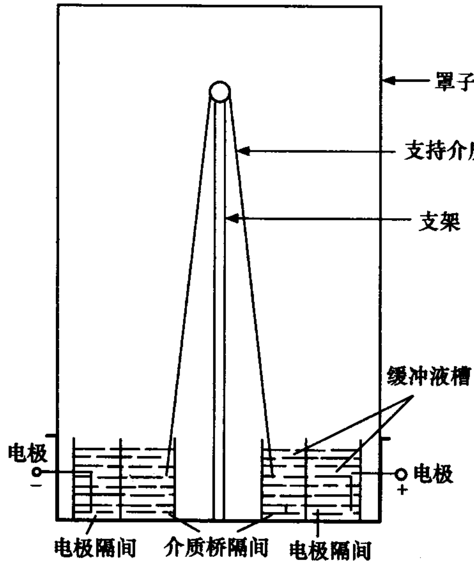


图 2－5　垂直式电泳槽装置示意图

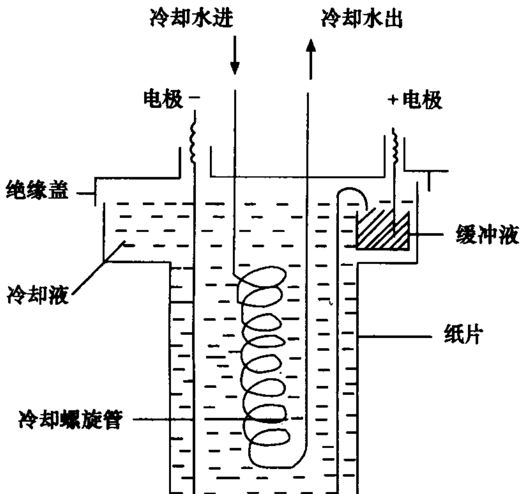


图 2－6　悬挂式整体浸泡型
高压电泳示意图

高冷却效果。图 2－7 是典型的冷却板型高压电泳系统示意图。冷却水通过冷却板内的管道循环，将热量带走，这种方法不受有机溶液的影响，冷却效果好，但冷却装置较复杂，分离效果稍差。

卧式平板多用槽电泳系统大同小异。常设计为多种用途的一机多用电泳槽。它

和三恒电源（恒压、恒流、恒功率）、低温浴槽配套，并与各种附件相组合，可以形成各种类型的电泳装置。例如分析型聚丙烯酰胺凝胶等电聚焦电泳，制备型聚丙烯酰胺凝胶等电聚焦电泳，SDS 和常规聚丙烯酰胺凝胶电泳，免疫电泳和免疫扩散，琼脂糖凝胶电泳，双向电泳等。

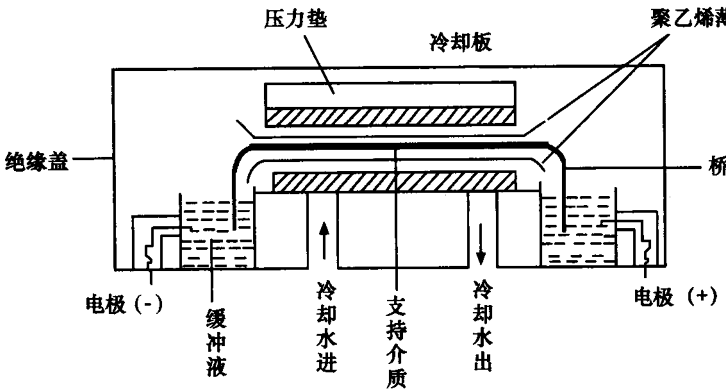


图 2－7　冷却板型高压电泳仪示意图

由于等电聚焦电泳是在高压场强下进行，电泳过程中凝胶板上会产生大量的焦耳热，若不迅速把热量散发出去，就会使蛋白质变性，酶失活或烧毁凝胶。因而在电泳槽的凝胶板下面设计有冷却板，中间有流通循环冷却水的通道，低温浴槽可提供外循环的冷却水，能把焦耳热及时散发出去，达到冷却凝胶并保持恒温的目的。一般要求控制冷却水的温度为 4℃ ~ 10℃。

二、电泳电源

电泳电源是建立电泳电场的装置，它通常为稳定（输出电压、输出电流或输出功率）的直流电源，而且要求能方便地控制电泳过程中所需电压、电流或功率。

早期的电泳设备对于电压、电流稳定性要求不高，常常采用普通直流电源。这类电源由整流电路（半波、全波或桥式）和滤波电路组成，将单相交流电经变压器和整流元件（晶体二极管或可控硅）变成脉动的直流电，再经滤波平滑后，供给用电负载即电泳槽。这类直流电源结构简单、成本低，但是当交流电网电压或负载电流发生变化时，输出直流电压、电流也会随之改变，造成测量和计算误差，因此这类电源在电泳中使用已经愈来愈少。为了克服交流电网电压或负载电流变化对输出直流电压的影响，必须采用直流稳压电源。目前，在电泳电源中使用开关电源已日趋广泛。

电泳过程中，如果只注意电泳的电压保持不变，那么温度的升高又会引起电流的增大，而电流的增加又进一步促使温度的上升，因而造成支持介质上溶剂的加速

蒸发。为了尽量减少温度波动对电泳的影响，使电泳结果的重复性好，可以采用直流稳流电源。稳流电源是指当输入的电网电压、负载电流以及温度发生变化时，输出电流保持不变的电源。稳压电源和稳流电源结合起来，组成稳压和稳流的电泳电源（双稳电源）；如果增加稳定输出电压、电流乘积的功能，就构成稳定输出功率的电源，亦可组成三恒电源，使电泳结果有良好的重复性，提高测量和计算的精确度。现在，国内外的电泳仪都趋向于控制电压、电流、功率和时间四个参数的三恒电源。

三、附加装置

比较完善的电泳设备，除了电源和电泳槽外，还有恒温循环冷却装置、伏时积分器、凝胶烘干器等。

恒温循环冷却装置主要为多用电泳槽的冷却板提供循环冷却水；而且可按使用者要求将温度调节控制在一定范围内。前面所述低温恒温浴槽就是根据恒温循环水冷却的原理设计的。

伏时积分器又称电压时间积分器，用于对电泳时间的控制。实际上，电泳实验的效果取决于电压的高低和电泳时间的长短两个因素。使用伏时积分器控制电泳实验的时间，可以避免单纯计时带来的弊病。一般说来，递减计数用于重复文献上的实验或常规实验；而递增计数用于摸索实验条件。

此外，还有必要提及一种电泳新技术——脉冲电场凝胶电泳（PFG）。它是利用两个在规定时期内以不同角度交替施加的电场，迫使大分子在通过凝胶孔隙时改变方向。称，采用这种 PFG 新技术不但能达到大 DNA 片断的高分辨率，而且还可以大大改善小 DNA 片断的分离。

四、电泳仪的主要技术指标

电泳仪的主要技术指标多指电泳电源的性能指标。主要有以下几项：

1. 输出电压　电泳仪输出的直流电压范围，有的还同时给出精度；
2. 输出电流　电泳仪输出的直流电流范围，有的还同时给出精度；
3. 输出功率　电泳仪输出的直流功率范围，有的还同时给出精度；
4. 电压稳定度　电泳仪输出电压的变化量与输出电压的比值，稳定度越小，性能越高；
5. 电流稳定度　电泳仪输出电流的变化量与输出电流的比值，稳定度越小，性能越高；
6. 功率稳定度　电泳仪输出功率的变化量与输出功率的比值，稳定度越小，性能越高；

7. 输出组数　电泳仪可同时提供几路输出；

8. 连续工作时间　电泳仪可连续正常工作的时间；

9. 保护措施　电源电路采取的保护方式，如过流、过压保护等，有的还给出限定值；

10. 显示方式　对工作电流、电压的显示方式，有指针式仪表和数字式显示两种；

11. 定时方式　电泳时间控制方式，常有电子石英钟控制，还有用预设的功率值控制，当电泳功率达到预定值即可断电；

12. 电源电压　供电电源的额定电压；

13. 电源频率　供电电源的频率；

14. 功耗　电泳仪的耗电功率。

对于复杂的电泳仪还有温度控制、制冷和加热性能等指标，这里不一一列举。

第四节　常用电泳仪及应用

电泳仪是各种电泳的基本设备，随着电泳技术的发展，商品电泳仪得到不断发展。而电泳仪性能的不断改进，又促进了电泳技术的发展。

一、常用的电泳仪简介

（一）稳压稳流电泳仪

稳压稳流电泳仪是中压电泳仪。其输出电压的调节范围为 0V ~ 600V、输出电流为 0mA ~ 100mA。该机工作稳定性好、调节范围宽，并设有完善的短路保护电路和过流保护电路，是目前国内中、低压电泳实验中应用最广泛的电泳仪之一。使用方法如下。

（1）使用前应首先阅读仪器说明书，熟悉该机面板上的各旋钮的功能。

（2）连接好电泳槽与电泳仪的连接导线，选择电源开关、调节旋钮、稳压稳流选择开关与正确工作位置上。

（3）开机后将电压或电流调至所需要的数值。

（4）当使用两个电泳槽时，电压表显示的是加在每个电泳槽两端的电压，电流表指示的是两电泳槽电流之和。

（5）不能将电泳槽放在电源装置上进行电泳。开机后人体不能与电泳槽中的溶液接触；维护、检修时，应先切断电源，以确保安全。

（二）FD201 型稳压稳流电泳仪

本类型稳压稳流电泳仪的电压输出范围为 0V ~ 600V。电流输出范围为 0mA ~ 100mA。设有定时功能，可在 120 分钟内任意设定时间。还具有电压极性变换功能，在面板上可以方便地改变电压极性。还设有过流保护电路，以防止输出短路。仪器与外壳之间采用双重隔离，以确保人身安全。使用方法如下。

（1）开机前，先放好标本及缓冲液（切勿在空载条件下开机）。检查输出调节旋钮，应处于反时针最小位置。将稳压/稳流开关放在所需要的位置。

（2）若不需要定时，将电源开关逆时针方向旋向“ON”位置。若要定时，应顺时针调节电源开关至适当位置。

（3）根据需要用开关选择电压量程、电流量程。

（4）开机后顺时针调节输出调节钮，使输出的电压或电流满足工作需要。

注意事项：①切勿在空载条件下开机。否则会造成人为故障；②应在关机条件下进行开关变换极性；③使用过程中严禁拔输出插头及开启电泳槽盖，以防触电；④使用完毕应先切断电源，然后才能取出电泳槽内的样品；⑤仪器必须良好接地。

（三）ECP3000 型高压电泳仪

这是三恒电泳仪。其电压、电流和功率均可预置并可连续调节。其输出范围和稳定度指标为：恒压时 10V ~ 3000V，±1%（500V 以内 ±5V）；恒流时 1mA ~ 200mA，±2%；恒功率时 2W ~ 100W，±3%。它与序列分析电泳槽、冷却板多用电泳槽或循环冷却器等组成完整的系统，可进行普通中、低压电泳仪不能完成的多种电泳分析。

使用方法：（1）在确认极性正确、连线可靠后才可通电。

（2）开机后使仪器处于预置工作状态。

（3）将所需要稳定的某一参数（电压、电流或功率）的调节钮反时针旋到 0，其余两个参数预置在所需的最大值。预置完毕后，将预置、输出选择开关置于输出状态。

（4）打开高压开关。在恒压下电压旋钮为 0V，恒压指示灯亮。缓慢调电压调整旋钮，将电压调在所需数值。调节过程中，应始终保持恒压指示灯亮。若在调节过程中，恒流或恒功率指示灯亮，说明预置不合理，应适当调高另外两个恒定参数的值（但不能超过最大允许值）或调低电压值。直到恒压指示灯亮为止。恒流、恒功率以此类推。

（5）工作时，可根据需要进行定时或不定时操作。可随时按下其选择按键开关了解另外两个输出参数值。

（6）工作完毕，应先关闭高压开关，再关闭电源开关。

（四）GDY－3000 型等电聚焦电泳仪

GDY－3000 型等电聚焦电泳仪由三恒电源、多用电泳槽和低温浴槽三大部分组

成。由于使用发光二极管指示工作状态和数字显示电泳条件，并设有过压、过流和防触电保护电路，所以该电泳仪操作简便、使用安全。由于它能对电压、电流、功率和时间等四个参数进行控制，并采用了音响报警的石英定时钟，以发出电泳实验结束时的报警信号，因此它用途广泛，不仅可作高压等电聚焦电泳，也适用于其它种类的电泳实验。

为了防止恒压、恒流、恒功率状态下的过载或冲击，设有过流和过压保护电路以及漏流保护电路。漏流保护电路是在正极或负极对地漏流大于 0.5mA 时，电路将自动切断高压输出，从而起到保护作用。

恒功率电源是电泳技术的第三代电源。恒功率电源能够保证在冷却系统允许产生的最大热量下，施加最高电压，从而可获得最佳分辨率的高质量电泳谱。恒功率电源应用于等电聚焦这类平衡体系，必将大大缩短平衡时间，快速完成电泳实验。

二、常用电泳仪的应用

（一）纸电泳类电泳仪的使用

1. 选择缓冲液　缓冲液的种类、pH 值和离子强度应根据欲分离样品的理化性质，从提高电泳速度和分辨力出发进行选择。选择的缓冲液最好是挥发性强，对显色剂和紫外光吸收等观察电泳区带的方法没有影响。

2. 选择与裁剪滤纸　电泳分离所用的滤纸应选用纸质均匀和吸附力小的。一般采用层析用滤纸。滤纸可裁成宽为 2cm ~ 3cm 的长条。滤纸长度需根据电压和所需的电场强度来估计。电场一定时，所需电场强度越大，滤纸应裁得越短。若采用双向电泳，即样品在同一张纸上沿两个相互垂直的方向，用两种不同 pH 的缓冲液进行电泳，则滤纸应裁成正方形。

3. 操作要点

（1）点样操作　对于一个未知样品，初次试验时应将样品点在纸中央，以观察样品电泳时的移动方向；对于已知样品，原点位置应根据经验进行选择，但必须距离缓冲液液面 5cm 以上，滤纸两端应标明电极的极性“ + ”或“ - ”。原点形状一般呈条状，其分离效果较好。但样品量少时，则呈圆点，便于显色和定性。

点样量要适当，过多易引拖尾和扩散；过少则无法检出。应随滤纸厚度、原点宽度、样品溶解度、显色方法的灵敏度以及样品中各组分电泳速度的差别而有所不同。点样方法分为干法和湿法两种。

（2）电泳操作　电泳时电泳槽应放平，两个槽的液面应保持同一水平，以避免虹吸现象。电泳槽应盖上斜顶盖子，以防缓冲液蒸发并避免冷凝水滴落在电泳纸上。调节好电压并使之稳定，要注意电泳时间。电泳结束后，关闭电源，取出电泳纸烘干或吹干。

（3）显色操作　不同物质采用不同的显色方法。核酸类物质可在紫外光下观

察，但大多数物质需用显色剂显色。显色方法与纸上层析相同。现把一些物质常用的显色剂及显色方法列举如下：

（二）凝胶电泳类电泳仪的使用

通常，凝胶电泳所采用的支持物主要有聚丙烯酰胺凝胶和琼脂糖凝胶等，聚丙烯酰胺凝胶由于其机械强度好，透明有弹性，有较好的化学稳定性和热稳定性，没有吸附作用和电渗作用，可通过改变丙烯酰胺的浓度和交联度而制成不圆孔径的凝胶等优点，广泛用于生物大分子的分离。聚丙烯酰胺凝胶电泳按其电泳装置和凝胶的形状可分为垂直管型盘状电泳和垂直板型电泳。

1，制备凝胶　先将凝胶制备时所需的各种缓冲液、催化剂和丙烯酰胺等配制成浓度较高的贮存液，置于 4℃冰箱中避光保存，在使用时按所需浓度进行稀释配制。将贮存液混合后，注入玻璃管或两块玻璃板之间，在胶面轻轻加入一层蒸馏水，聚合 30～60 分钟。聚合去水后，再注入浓缩胶所需混合液，表面加蒸馏水聚合一段时间后再加入样品胶。制备凝胶时应避免气泡，因此，各种贮存液混合后，须进行抽气处理。

2. 选择电极缓冲液　根据被分离成分选择电极缓冲液。有阴离子电泳系统和阳离子电泳系统之分。通常蛋白质和核酸在 pH8～9 时带负电荷，在电泳时向正极移动；蛋白质带正电，向电源负极移动。

3. 电泳操作　将制好的凝胶装进电泳槽，加入样品后，在电泳槽中注入缓冲液，接通电源。梯度凝胶电泳在电泳时应使电压稳定，在指示染料未进入凝胶前维持较低的电压，染料进入凝胶后将电压升高，然后在稳定的电压下电泳至指示剂到达凝胶下端为止。而其他凝胶电泳则使电流稳定，同样在开始时，电流较低，然后升高电流，并在稳定的电流下电泳。

4. 染色与固定操作　电泳完毕后，从玻璃管或玻璃板中取出凝胶。浸泡在含 0.5%氨基黑 10B 的 7%醋酸染色体中，或浸泡在含 0.1%考马斯亮蓝的 12.5%～50%的三氯醋酸染色液中，同时进行染色和使蛋白质固定。

5. 脱色操作　将经固定和染色的凝胶，浸于脱色液（7%的乙酸溶液）中脱色。可用水浴加热的方法或采用电解脱色的方法加快脱色时间。

（三）等电聚焦电泳类电泳仪使用

1. 制备 pH 梯度支持介质。

2. 聚焦电泳操作　装置好聚焦柱和电极缓冲液后接通电源，调好电压（密度梯度溶液聚焦电泳：开始时电压在 400V 左右，后逐步升高电压至 800V 左右；聚丙烯酸胺凝胶聚焦电泳：开始 200～400V，后升至 400～800V），直至电流下降至稳定（一般梯度溶液聚焦需 24～72 小时，凝胶聚焦需 12 小时左右）后切断电源。

3. 检测样品组分　电泳聚焦完毕后，根据不同的 pH 梯度支持介质，采取不同的检测方法。

（1）密度梯度溶液聚焦：聚焦完毕后，将各收集组分分别测定 pH 值、蛋白质含量或酶活性等，作出各自的曲线。若出口连接紫外光检测器和记录仪，即可自动画出曲线，测出蛋白质含量。

（2）颗粒凝胶平板聚焦：电泳完毕，可取与胶板同样大小的滤纸轻轻压在泳面上，然后将滤纸染色，就可看到组分区带的位置。将区带所对应的凝胶挖出，可用 0.15mol/L 的氯化钠溶液分别洗脱下来。

（3）聚丙烯酰胺凝胶聚焦：电泳完毕取出凝胶，先用 5% 三氯醋酸固定，用固定剂洗 Ampholine（以消除 Amphline 对染色的影响），再用蛋白质染色液进行染色。

若要测定等电点，则需把胶条切成 10～20 等分，每片胶加 1ml 水提取后，测定水溶液的 pH。组分所在位置的 pH 值即为该组分的等电点。也可使用触点式 pH 计直接测定组分的等电点。

若将经盘状电泳的胶条取出后，平放在 SDS－凝胶平板的表面，再进行 SDS 凝胶电泳，则为“三元凝胶电泳”。其分辨率更为提高，既按组分的等电点进行分离，又按组分的相对分子质量大小进行分离。

4. **除去两性电解质载体**　等电聚焦电泳都加进了两性电解质载体，电泳后，与各组分混在一起，成为杂质而存在。需采用一些方法除去两性电解质载体。因为蛋白质相对分子质量比两性电解质载体大得多，故可用透析、凝胶层析等方法除去两性电解质载体。也可用固定液（三氯醋酸溶液）从聚丙烯酸胺凝胶中洗去两性电解质载体。

第五节　电泳仪临床应用实例

一、核苷酸的纸电泳

核苷酸为两性化合物，在一定的 pH 值条件下，基团的解离度不同，所带电荷亦不一样，在电场作用下，它们的移动速度不同，从而得到分离。在 pH 为 3.5 的缓冲溶液中，各种核苷酸的第一磷酸基团全部电离，第二磷酸基团全部不电离。而各碱基的电离程度不同，所带电荷有明显差别，向阳极移动的速度亦不同。电泳后的图谱，经紫外光照射，可看到暗紫色的各核苷酸斑点。与标准核苷酸电泳图谱作对照，可鉴别是何种核苷酸。

二、蛋白质的聚丙烯酰胺凝胶电泳

在 pH 高于其等电点的缓冲液液中蛋白质分子带负电，在电场中朝阳极移动，聚合而成的聚丙烯酰胺具有多孔网状结构。蛋白质分子进行聚丙烯酰胺凝胶电泳

时，同时存在电荷效应和分子筛效应。带不同电荷或分子大小、形状不同的蛋白质分子，其移动速度不同，从而达到分离目的。本实验采用的丙烯酰胺凝胶电泳是垂直管型盘状电泳，在玻璃管中制成圆柱形凝胶。

三、蛋白质二元等电聚焦凝胶电泳

所谓二元是指由等电聚焦凝胶电泳与 SDS－凝胶平板电泳结合而成。蛋白质分子进行等电聚焦凝胶电泳时，不同的蛋白质移动到与其等电相当的 pH 位置上，使不同等电点的蛋白质分子得以分离。蛋白质经等电聚焦凝胶电泳后，再进行 SDS－凝胶平板电泳，使蛋白质分子进一步按相对分子质量的不同进行分离。

第三章　毛细管电泳仪

毛细管电泳（capillary electrophoresis，CE）是以毛细管为分离通道，以高压直流电场为驱动力的一种新型液相分离技术。是电泳技术的一个重要组成部分。由于它具有高效、快速、经济、进样量小、灵敏度高等优点，又称之为高效毛细管电泳（high performance capil－lary electroPhoresis，HPCE）。毛细管电泳技术不但能分析中、小分子量样品，更适合于分析扩散系数小的生物大分子样品，这点在传统高效液相色谱仪（HPLC）中是甚感困难的。因此，受到生命科学、医学、药物分析及化工、环保等有关领域极大的关注。

本章主要介绍毛细管电泳的基本工作原理、分离特性、几种基本分离模式和仪器的基本构成、基本特性、操作方法、维护保养等内容。

第一节　毛细管电泳的工作原理

一、基本工作原理

溶液中的带电粒子以高压电场为驱动力，沿毛细管通道，以不同速度向与其所带电荷相反的电极方向迁移，并依据样品中各组分之间淌度和分配行为上的差异而实现分离。但对常用的石英毛细管柱而言，当柱中溶液的 $pH > 3$ 时，毛细管内壁表面上的硅醇基（$-SiOH$）将发生离解形成 $-SiO^-$ 而带负电，使溶液中的阳离子聚集在液－固界面处形成双电层。在高电压作用下，双电层中的水合阳离子向负极方向迁移，由于毛细管的管径极细，在溶液毛细张力的作用下，水合阳离子的迁移会引起管内流体整体地朝负极方向移动，这一现象叫做电渗流（EOF）。显然，电解质溶液中待测组分在毛细管内的迁移速度等于其电泳速度和电解质溶液电渗流速度的矢量和。当待测样品位于两端加上高压电场的毛细管的正极端时，正离子的电泳方向和电渗流方向一致，故其迁移速度为二者之和，最先达到毛细管的负极端；中性粒子的电泳速度为“零”，其迁移速度相当于电渗流速度；负离子的电泳方向与电渗流方向相反，但因电渗流速度一般都大于电泳速度，故负离子将在中性粒子之后到达毛细管的负极端，因各种粒子在毛细管内迁移速度的不同而使它们得以分离。

二、电 渗 流

CE 中所指的电渗实际上是高电场下由偶电层中水合阳离子或质子所引起的流体朝负极方向的运动，是毛细管电泳中最重要的性质之一。电渗流是 CE 中推动流动相前进的驱动力，它使整个流体像一个塞子一样以均匀速度向前运动，毛细管内流动相的流型呈近似扁平型的“塞式流”。塞式流型使溶质区带在毛细管内原则上不会扩张。但在 HPLC 中，采用的压力驱动方式使柱中流动相的流型呈抛物线型，通道中心处的流速往往是平均速度的两倍，导致溶质区带由于流动相径向流速的不同而扩张，引起柱效下降，这是 HPLC 分离效率低于 CE 的主要原因。

和电泳的迁移率相仿，电渗的迁移率 μ_{eo} 可用下式表示，即：

$$\mu_{eo} = \frac{\varepsilon\zeta_{\omega}}{4\pi\eta} \qquad (3-1)$$

同样，和电泳速度相仿，电渗流的速度 V_{eo} 可用下式表示，即：

$$V_{eo} = \mu_{eo}E = \frac{\varepsilon\zeta_{\omega}}{4\pi\eta}E \qquad (3-2)$$

电渗流的大小与缓冲液的 pH 值有关，一般地都随着 pH 值的增加而增大，到中性或碱性时，其值会变得很大。严格地说电渗流还和缓冲液的浓度和其中的添加剂以及管子表面的修饰程度有关。有效地控制电渗流是毛细管电泳的一个重要特征。

三、谱带展宽及其主要的影响因素

由于毛细管电泳在功能和结果显示形式上与色谱技术极为相似，因此引入了相似的一些处理和表达方法，在关于电泳谱带展宽中直接沿用了色谱的塔片高度和柱效的概念，通常用塔片高度作为指标来讨论谱带的展宽，并进而衡量整个系统性能的优劣。影响谱带展宽的原因，就其柱内溶液和溶质本身来说主要是自热、扩散和吸附。

1. 流型　毛细管电泳的电渗是流体相对于带电管壁移动的现象，由离表面很近的一层过剩正离子层引起。这就如同在毛细管内形成一个带电的外壳，包围着流体内核。在管子两端加了电场后，带电的外壳就通过靠近管壁那一层带电流体切面上的离子把电渗力传送进去。如果重力产生的流体静压差为零，那么这种电渗力与粘滞力平衡，粘滞力使流体在管壁到切面内表面产生速度梯度区，此区域速度增加；而管子内的其余流体则以一样的速度朝负极移动，使这部分内表面边界层呈水平状。由于切面的厚度极小，因此，即使在内径很小的毛细管子里，整个流体也会像一个塞子一样以均匀的速度向前运动，使整个流型呈扁平型，图 3－2。因而电渗不会在给定时间内导致溶质区带在毛细管内的扩张，也就是不易使电泳谱带展宽，这

是毛细管高效的重要原因。呈扁平型的塞子流是毛细管电泳的理想状态，在直径小于 200μm 的毛细管中这种流型不受管径的影响。

在理想的扁平流型电泳中，反映柱效高低的塔板数为：

$$N = \upsilon L_d / 2D = \mu E L_d / 2D \quad (3-3)$$

式中 υ 为带电粒子在毛细管内电介质中的运动速度，L_d 为进样口到检测器的距离，D 为溶质在移动相中的扩散系数，μ 为带电粒子在毛细管内电介质中的迁移率，E 为电场强度。

2. 自热（焦耳热）　增加速度是减小谱带展宽，提高效率的重要途径。在电泳条件下，速度一般靠增加电场强度来实现，但电介质在高电场下会产生自热。热量使电介质在管子内部径向产生内高外低的温度梯度，引起电介质的粘度梯度和速度梯度，速度的不同破坏了扁平流型，使谱带展宽，降低了效率。管径是影响自热的一个重要因素，管径大，电阻小，电流大，产生的自热多，且不易散热，因此目前采用的多是 25μm ~ 75μm 管子。事实上，毛细管电泳之所以能实现快速高效，就是因为它采用了极细的管子，在一定程度上缓解了由高电场引起的热量积聚。

3. 扩散和吸附　扩散是物质通过分子运动而自发产生的输运过程，反映出在压力、温度均已达到平衡的单相体系中，物质所存在的由高浓度区域自发地迁移到低浓度区域去的趋势。扩散现象是分子微观运动的一种宏观表现，它与电泳要求相反，必将引起谱带的展宽。就扩散系数而言，D 值较低的物质（比如生物大分子物质）展宽程度较小；但由于迁移率是质荷比的函数，对带相同电荷的物质分子而言，小分子往往有更大的迁移速度，因此，仍然能达到要求。

吸附是发生在界面或者表面上的分配作用。在毛细管电泳中吸附一般是指毛细管管壁对于被分离物质粒子的作用。造成管内壁表面吸附的主要原因，一是阳离子溶质和带负电的管壁的离子相互作用，二是疏水相互作用。在这一个意义上，毛细管内表面积和体积之比（$2\pi RL/\pi R^2 L = 2/R$）越大，吸附的可能性也越大，因此，小管径的毛细管不利于降低吸附。吸附亦将引起谱带的展宽，吸附问题在蛋白质分子的分离中表现最为明显，因为它们有许多带电和疏水的粒子，管壁的硅羟基与其产生强烈的相互作用，从而对组分谱带的展宽以及而后的分离影响极大，必须尽可能地予以抑制。

第二节　毛细管电泳分离模式

毛细管电泳有多种分离模式，如毛细管区带电泳，毛细管胶束电动色谱，毛细管凝胶电泳、等电聚焦毛细管电泳、毛细管等速电泳和毛细管电色谱等，前三种已得到广泛的应用。

一、毛细管区带电泳

毛细管区带电泳（capiHary zone electrophoresis，CZE）也称为毛细管自由溶液区带电泳，是利用待测组分电泳淌度的差异将其分离，根据组分的迁移时间进行定性，根据电泳峰的峰面积或峰高进行定量分析。是毛细管电泳中最基本、应用最广的一种操作模式，通常把它看成是其它各种操作模式的母体。在 CZE 模式中，溶质的迁移时间 t 可用下式表达：

$$t = \frac{L_d L_t}{(\mu_{ep} + \mu_{eo})\ V} \tag{3-4}$$

式中 μ_{ep} 为溶质的电泳淌度；μ_{eo} 为电渗流淌度；V 为外加电压；L_t 为毛细管总长度；L_d 为进样端到检测器间的毛细管长度。当 $L_t = L_d$ 时，理论塔板数 N 为：

$$N = \frac{(\mu_{ep} + \mu_{eo})\ V}{2D} \tag{3-5}$$

式中 D 为扩散系数。

二、毛细管胶束电动色谱

毛细管胶束电动色谱（micellar electrokinetic capillary chromatography，MECC）是把一些离子型表面活性剂（如十二烷基硫酸钠，SDS）加到缓冲液中，当其浓度超过表面活性剂的临界胶束浓度后，就会形成有疏水内核、外部带负电的胶束。虽然带负电的胶束的电泳方向是朝着电场的正极，但一般情况下，电渗流的速度大于胶束的电泳速度，故胶束实际上是以较低的速度向负极移动。在含有胶束的流动相中，溶质在“水相”和“胶束相”（准固定相）之间进行分配，即使是中性溶质，因其本身疏水性不同，在二者之间的分配也会有差异，疏水性强的溶质在“胶束相”中停留时间长，迁移速度就慢；反之，亲水性强的溶质迁移速度就快，最终中性溶质将依其疏水性不同而得以分离。为取得良好的分离度，可通过选择胶束的种类和浓度，改变缓冲液的种类、组分、pH、离子强度和添加有机改性剂等手段进行优化，提高选择性和分离度。MECC 技术的最大特点是使毛细管电泳有可能在用于离子型化合物分离的同时进行中性物质的分离，因此在各个领域特别是生物药物领域显示了广泛的应用前景。

三、毛细管凝胶电泳

毛细管凝胶电泳（capillary gel electrophoresis，CGE）是将板上的凝胶移到毛细管中作支持物进行的电泳。凝胶具有多孔性，起类似分子筛的作用，能根据待测组分

的质荷比和分子体积的不同而进行分离。凝胶粘度大，能减少溶质的扩散，所得的电泳峰峰形尖锐，能达到 CE 中最高柱效。常用聚丙烯酰胺在毛细管内交联制成凝胶柱，可分离、测定蛋白质和 DNA 的相对分子质量或碱基数，但制备麻烦，使用寿命短。如采用粘度低的线性聚合物，如甲基纤维素代替聚丙烯酰胺，可形成无凝胶但有筛分作用的无胶筛分（non – gelsieving）介质。它能避免空泡的形成，比凝胶柱制备简单，寿命长，但分离能力比凝胶柱略差。CGE 和无胶筛分正在发展成第二代 DNA 序列测定仪，并将在人类基因组织计划中起重要作用。

四、毛细管等电聚焦

毛细管等电聚焦（capillary isoelec tricfocusing，CIEF）将普通等电聚焦电泳转移到毛细管内进行。通过管壁涂层使电渗流减到最小，并防止蛋白质吸附及破坏稳定的聚焦区带，以两性电解质配制的缓冲溶液作为流动相，在毛细管两端的贮瓶中装有 pH 值不同的缓冲溶液，一般相差 1 ~ 3pH 单位。将样品加于毛细管的进口端，加高压（6 ~ 8kV）3min ~ 5min 后，毛细管内部建立起 pH 梯度，蛋白质组分在毛细管中向各自的等电点聚焦，形成明显的区带。最后改变检测器端贮瓶内缓冲液的 pH 值，或在毛细管进口端加压，使聚焦的蛋白质区带依次通过检测器而得以检出。

五、毛细管等速电泳

毛细管等速电泳（capillary isotachor phoresis，CITP）是一种较早采用的模式。选用淌度比样品中任何待测组分的淌度都高的电解质作为先导电解质，用淌度比样品中任何待测组分的淌度都低的电解质作为尾随电解质，夹在前导电解质和尾随电解质之间的样品组分根据各自的有效淌度不同而分离，达到平衡时，各组分区带上电场强度的自调节作用使各组分区带具有相同的迁移速率，故而得名。常用于分离离子型物质，目前应用并不很多。

六、毛细管电色谱

毛细管电色谱（capillary electrochromatography，CEC）是将 HPLC 中种类众多的固定相微粒填充到毛细管中，以电渗流为流动相驱动力，根据样品中各组分在固定相和流动相之间的分配不同而进行分离的色谱过程。与 CGE 相比，CEC 柱效有所下降，但增加了固定相的选择性。这是一种很有发展前景的分离模式。

第三节　毛细管电泳仪的基本结构

毛细管电泳的结构并不复杂，主要有高压源、毛细管柱、检测器，以及两个供毛细管两端插入而又可和电源相连的缓冲液槽。输出讯号和记录装置相连，记录装置可以是一个普通的记录仪、积分仪，也可以是有控制功能的计算机工作站。图 3－1 是毛细管电泳仪装置示意图。

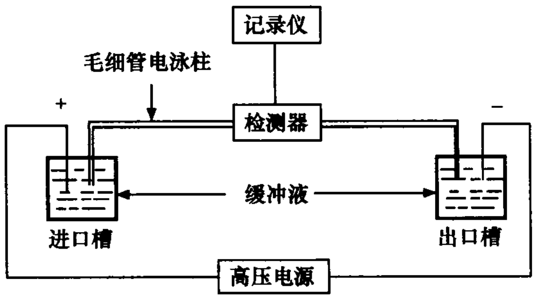


图 3－1　毛细管电泳仪原理示意图

一、毛细管柱

毛细管是毛细管电泳仪的核心部件，毛细管电泳的分离过程主要在毛细管内完成。毛细管柱通常都是圆管型的，理想的应是化学和电惰性韵，紫外光和可见光可以透过，有一定的柔性，易于弯曲，耐用又便宜。毛细管柱的材料可以是聚四氟乙烯、玻璃和弹性石英等。其中，聚四氟乙烯可以透过紫外光，不用另开窗口，它有电渗，但很弱。主要缺点是很难得到内径均匀的管子，对样品有吸附，热传导性差，在使用过程中有变性现象等。因此，应用范围不广。玻璃的电渗最强，但有杂质。目前主要采用石英作为毛细管柱的材料。就材质而言，石英可分为天然的和人造的两大类。天然石英要在真空焰或高温石墨炉中加热熔化制成融熔石英，人造石英则是由四氯化硅燃烧水解而成，基本成分是二氧化硅。

最初出现的电泳毛细管直径为 3mm～6mm，当毛细管内径在 200μm 以下时，在很大程度上显示出细管径柱的优越性。从散热角度来说，可以接受的是内径为 140μm 以下的毛细管柱，目前所使用的毛细管柱在 25μm～75μm 这一范围内。细管柱的最大优点：一是可减小电流，因此减少自热；二是可增大散热面积（侧面积与截面积之比增大），因此能加快散热，其结果可以大大降低管中心和管壁之间的温

差，从而减少粘度和速度在径向上的差异，保持电渗流流型的扁平性，最终保持分离的高效。但是直径的减小也会增加管子的侧面积与体积之比，不利于对吸附的抑制；同时，又会造成进样、检测和清洗等技术上的困难。比如说检测，会使光程缩短。实际上柱内径的降低有个限度，目前商品毛细管柱大体采用内径 25μm ~ 75μm 的原料管。

若毛细管柱的长度在理想条件下，且电场强度保持恒定，则理论塔板数随着柱长的增加而增加。为了保持电场强度的恒定，要提高理论塔板数，必须在增加柱长的同时还相应地增加操作电压。如原采用 25cm 的柱子，操作电压 15kV，为使总塔板数增加一倍，将柱加长到 50cm，还需将电压增加至 30kV。由于实际上电压的取值有一个极限，不能无限增大，因此，柱长也不能无限增加。在同样条件下，对同样电压下同样的毛细管柱，长度增加，电阻增大，电流减小，有利于减少自热，但同时又要以降低电场强度、增加分析时间作为代价。反之，短柱则容易造成过热，却能使分析时间明显缩短。所以，毛细管柱的长短需根据实际情况加以权衡。实际应用时，区带电泳的常用柱长在 30cm 左右，也有更短的，凝胶柱则要短得多。

除内径和长度外，还有一个参数是管壁的厚度。壁厚由两部分组成，一是石英本身，二是涂在外面的聚酰亚胺。市售的管子通常有两种规格，一种是厚壁的，石英管外径 375μm；另一种是薄壁的，外径为 150μm。外壁都还有一层几微米的聚酰亚胺涂层，聚酰亚胺的热导率很低，厚壁管有助于改善整个散热环境，也能减少聚酰亚胺对散热的不利影响。

二、检 测 器

毛细管电泳的迅速发展需要有灵敏的检测器与之相适应。电泳毛细管的直径极小，产生的溶质谱带体积也极小，如何既对溶质作灵敏的检测，又不使微小的区带展宽，通常采用的解决办法是在电泳的柱上直接检测。紫外检测器和荧光检测器是目前使用最广的两种检测手段，二者相比，紫外检测器的灵敏度相对低一些，但它的通用性好，尤其是对蛋白质的适用性很强，在毛细管电泳中显示出很大的用途。用激光诱导的荧光检测，灵敏度高，但对大多数样品来说，需要衍生。另一种有重大潜在用途的是质谱检测器，特别是电喷雾质谱检测器，它已经显示出极其重要的应用前景，其它还有电化学检测器、拉曼光谱检测器等，每一种检测器都有其优点和不足。

（一）紫外检测器

紫外检测器是目前在液相分离系统（如 HPLC 和 CE）中用得最多的一种检测器。它的原理已为大家所熟知。当一束紫外光通过样品池时，入射光中的一部分被吸收，吸收的多少符合朗伯——比耳定律。检测器有固定波长和可变波长两种，无论哪一种均采用参比检测的办法，以提高检测器的稳定性。毛细管电泳的紫外检测

需要在柱上进行，检测点靠近管子的末端。玻璃毛细管在 300nm 处有紫外截止区，因此不适宜于大多数常用的波长范围，高质量的石英毛细管的紫外截止区靠近 170nm，所以比较合适，使用时需将一小段管子（小于 1cm）的外涂层烧掉，把观察池暴露出来。

已投放市场的毛细管电泳仪有三种紫外检测方法：①固定波长，通常采用氘灯（亦有用汞、锌、镉原子蒸汽发射灯）作为光源，提供连续的光辐射，然后通过一通带滤光片获得所需固定波长光。②可变波长，一般用氘灯或钨灯（可扩展到可见光区）作为光源，然后通过一单色器（棱镜或光栅）获得连续可调波长的光。③快速扫描，这是引入微机技术的多波长紫外检测器，常用线性二极管阵列（LDA）装置快速捕获紫外光和用硅光电倍增管（SIT）作快速扫描。前者使用 256 个单元的二极管阵列，后者则是用一个光栅多色器将被测组分的透射光分散到几百个光电二极管上，每一个二极管对应于一个特定的波长，通过连续的电子扫描检测每个二极管上信号的大小。无论是 LDA 还是 S1T，都能在二次电泳操作中同时获得由吸光度、时间和波长在一起的三维图，因此提供既能定量又能作某种程度定性的毛细管电泳信息。

（二）荧光检测器

激光最适宜于用作毛细管电泳中荧光检测器的光源，因为它宜于聚焦到一个非常小的对象，如毛细管中心线上。这种聚焦甚至已接近光的衍射极限，大大提高了检测灵敏度。另外，由于它的单色性，也易于校准并减小光的散射。

毛细管电泳的检测器一般需要在柱上进行，因此有一个对管材的要求问题，尽管玻璃和石英毛细管都可以用，但通常还是选用后者。因为它的发荧光性较低，可避免干扰。石英毛细管的外涂层要除掉，将从一个弧灯或一束激光发生的辐射聚焦到毛细管壁上，通过一个棱镜系统或者光导纤维将所产生的荧光收集到一个与激发光束成 90°的位置。最常用的激光光源是波长为 325nm，强度为 5mW ~ 10mW 的氦镉（He – Cd）光源。毛细管以一定的角度安装，荧光由一个 10 倍的显微物镜收集，通过光电倍增管检测。目前这一类检测器已在 DNA 序列测定的毛细管电泳仪上广泛使用。对于许多不能发射天然荧光的化合物，必须预先用一些荧光试剂对其进行衍生，如丹酰氯等。办法是把荧光离子渗入缓冲液中，被分析的电离粒子和荧光离子相互作用后检测，这样的系统中所产生的信号性质和被分离物质的光谱性质无关。

（三）电化学检测器

各种熟知的电化学方法原则上都可用来监测电泳毛细管中的流出物，电化学检测器根据检测原理的不同分成电位检测器、电导检测器和安培检测器、电压检测器等多种。在毛细管电泳中使用的电化学检测器有安培型电化学检测器（在固定电压下测定电流的大小）和伏安型电化学检测器（在不同的电压下测定电流）。由于安培型电化学检测器简单且检测限很低，使用较多。但安培法只能提供一个电流随时

间变化的信息，伏安法还可得到电流随电压变化的信息，这样有助于在混合物中鉴定个别化合物，对分离不好的化合物可提供一个用电化学方法解决问题的机会。

（四）质谱检测器

质谱本身就是一种重要的分析手段，它将待测物质的分子转变成带电粒子，利用稳定的磁场（或交变电场）使带电粒子按照质量大小顺序分离开来，形成有规则并可以检测的质量谱，对于单一组分有很强的鉴别能力。毛细管电泳和质谱仪联用将会提供一个极强的复杂大分子混合物的分离系统。质谱仪有多种，其中的电喷射离子质谱（BSIMS）由于可以确定分子量为100000的分子，对蛋白质的鉴别显得特别有用，因此被视为和毛细管电泳联用的首选仪器。

（五）拉曼光谱检测器

在拉曼技术中，一束单色光源照射被分析物质，控制所得到的散射光使其在返回它的原来位置时作全方位的重新发射。而入射光和散射光之间的频差，通常落在中红外区。在普通的拉曼光谱仪上加一个样品容器和一个光纤维系统就可将其用于毛细管电泳，样品容器是一个通过毛细管截面的圆柱体，激光束聚焦到毛细管上，产生的散射光由纤维束收集，把散射光传到一个单色光发射器和光电倍增管上即可。

第四节　仪器简介

目前市售的毛细管电泳仪一般都同计算机联机或配有自动化装置。

一、第一型高效电泳仪

这里的第一型高效电泳仪是指我国在1993年推出的第一台实用型商品化高效毛细管电泳仪。仪器较为简单、实用。

（一）主要功能及性能指标

1. 进样方法　电迁移进样：进样电压0kV～30kV任意设定；或液体压差进样：进样高度50mm～100mm任选。

2. 冲洗方式　弹簧助推正压冲洗。

3. 高压电源　①输出电压：0kV～30kV任意设定，正负两种极性；②电流0μA～400μA；③恒压精度±0.1%。

4. 在线检测器　为多波长紫外检测，检测波长254nm、280nm、214nm等；检测灵敏度：T%、1A、0.5A、0.2A、0.1A、0.05A等。

5. **数据处理** 提供 0mV ~ 100mV 信号电压输出，可供记录仪或积分仪处理数据。

（二）仪器主要结构

本类高效毛细管电泳仪由电器机箱及主机箱组成。电器机箱内主要是高压电源，主机箱包括毛细管柱、检测器、缓冲液槽以及附属装置。主机箱平面如图 3-2 所示。

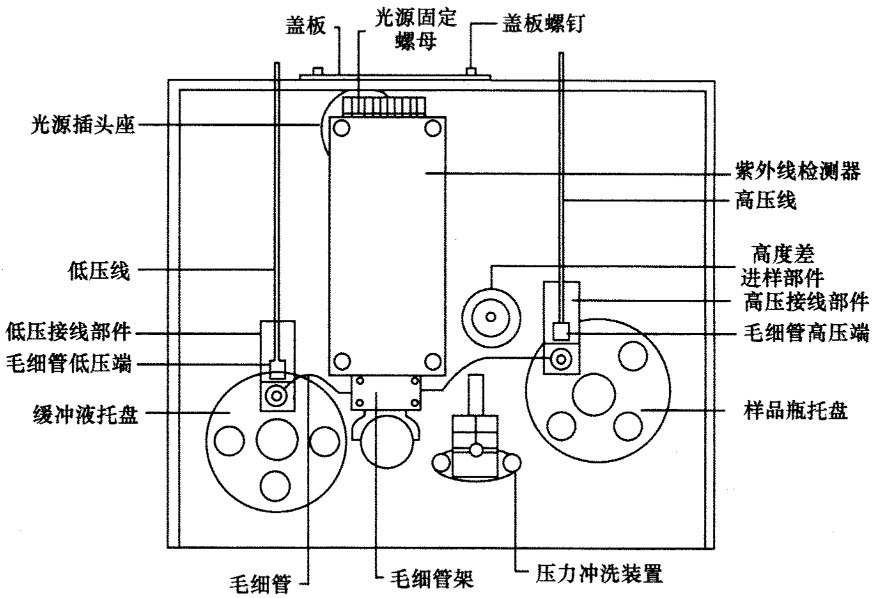


图 3-2 第一型高效毛细管电泳仪主机箱平面图

本型高效毛细管电泳仪检测器为固定波长的紫外检测器，出厂时为 254nm 波长，如果使用 280nm 检测波长时，需取下空芯阴极灯（汞灯）保护套前方的 254nm 滤光片，换上 280nm 滤光片；如果使用 214nm 检测波长时，需取下空芯阴极灯，换上自带 214nm 滤色片的 214nm 灯即可。

毛细管架与紫外检测器连接，毛细管从中间穿过，其经过毛细管架的检测窗口部位要进行烧蚀处理。毛细管两端各有一接线部件见图 3-3，使用时两电极和毛细管两端都必须浸在缓冲液内，且毛细管内必须充满缓冲液，仪器系统接通高压前，需盖上有机玻璃盖。

二、第二型毛细管电泳仪

第二型毛细管电泳仪是指 1992 年推出的全新毛细管电泳仪，该仪器既吸取了已有的各种商品仪器的优点，又具有一系列特殊功能，其中包括对分离和进样分别进

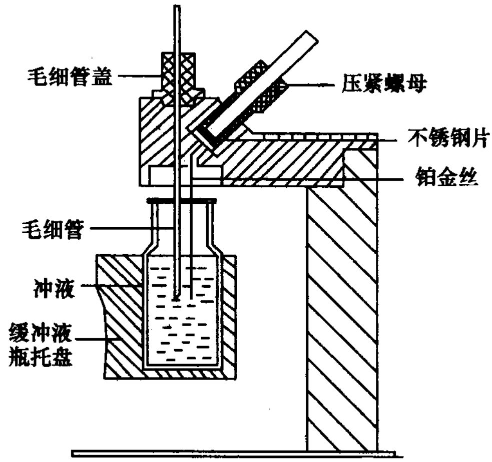


图 3-3　高（低）压接线部件示意图

行温度控制，快速扫描紫外检测，两种方式的自动进样和 32 孔的自动样品收集，内壁经专门处理的毛细管柱及其卡盘以及从进样到结果全过程打印的计算机控制等。该产品是具有高性能价格比的一种毛细管电泳仪。

（一）仪器的特点与性能

1. 进样方法　①电迁移进样：进样电压 0kV ~ 30kV；②压力进样：高于大气压 7 倍的进样压力，特别适合于大粘度样品。

2. 高压电源　①输出电压：直流连续 0kV – 30kV；②持续电流：0μA ~ 300μA。

3. 在线检测器　可编程序多波长快速扫描紫外可见检测，波长范围：190nm ~ 800nm，有 190nm ~ 365nm、366nm ~ 800nm 两个连续可调波道；检测带宽为 6.0nm，准确度为 ± 1.0nm，精密度 0.1mm。

4. 数据处理　有 4 个模拟信号输出通道，提供 10mV、100mV、1.0V 信号电压输出。

5. 可编程序自动准确控制温度在 15℃ ~ 40℃。

6. 范围选择　2.0，1.0，0.5，0.2，0.1，0.05，0.02，0.01，0.005，0.002，0.001，0.0005（AUFS）。

7. 工作环境　温度 10℃ ~ 40℃，湿度 0% ~ 90%。

（二）仪器的主要结构

该仪器是由三个系统组成。①以毛细管柱为核心的电泳系统，包括高压电源、电极、供进样和收集用的入口和出口离心管及它们的输送盘、升降器等；②以检测窗口为核心的检测系统，包括光源、光栅、光二极管及一系列信号检测电路；③温控系统，又可分为：毛细管柱冷却系统、盘室温度控制系统、光电二级管恒温（20℃）控制系统。该仪器对运行环境无特殊要求，在一般实验室内就可安装使用。

毛细管室与盘室门都有保险装置，在运行或诊断过程中任何一个门打开便立即断电。图 3－4 为该仪器局部剖视图。

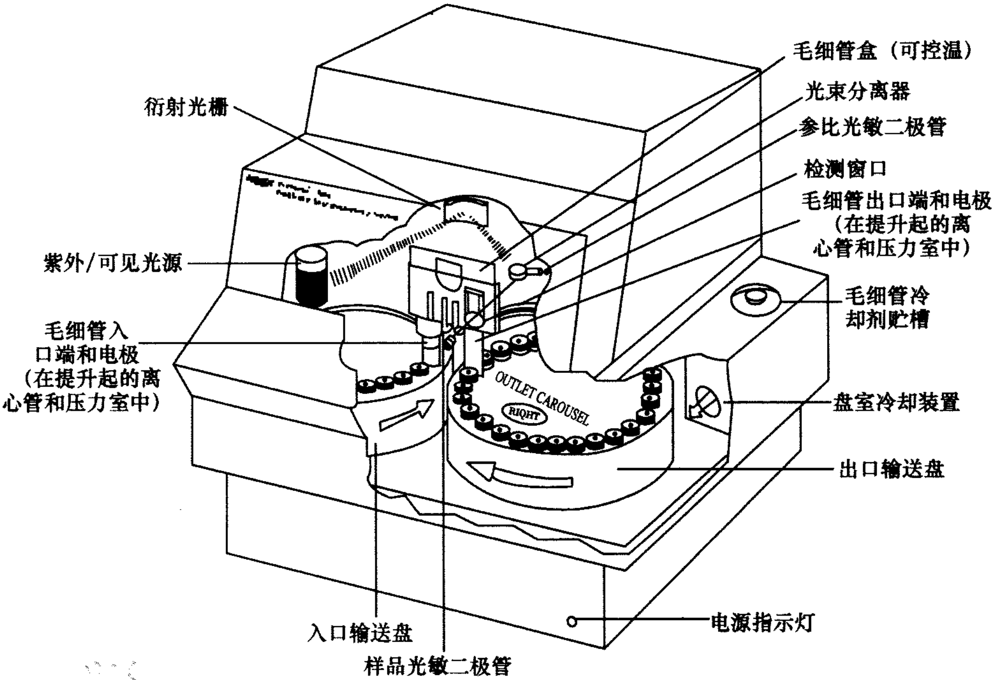


图 3－4　第二型毛细管电泳仪局部剖析图

1. **检测器**　检测器为可编程多波长快速扫描紫外可见检测器。图 3－5 为第二型毛细管电泳仪光学系统示意图。光源发出的光经衍射光栅（凹面全息光栅）分光后，所得单色光进入纤维光束分流器分成两束，一束射入参比光敏二极管得到参比信号，另一束通过毛细管窗口射入采样光敏二极管得到样品信号。考虑到毛细管的直径极小，光通量极微，因此在柱检测点的两侧增加了两个石英聚焦透镜。检测器由机械旋钮操纵调节光栅位置来选择波长，两个光敏二极管连续监控射入的光束，将转换的电信号输入放大器进行放大比较，放大器输出电压正比于光电二极管活性表面的光强度。

该系统装有一个快速扫描的紫外可见检测器，这种检测器可同时对多个波长进行扫描，并做出相应的以运行时间、满标吸收单位（AUFS）及波长为坐标的电泳三维吸收光谱——迁移时间图，此图是各种组分在一定波长范围内的紫外吸收图，比较全面地显示了相应物质在相应波长范围内的紫外吸收特征，因此可用于峰的鉴定；并可用于确认或检查组分中的杂质。

该检测器提供了三种检测方式供用户任意选择。①用一个波长检测的单波长方式，在一次运行中可根据需要中途更换检测波长；②一次运行用三个波长检测的多

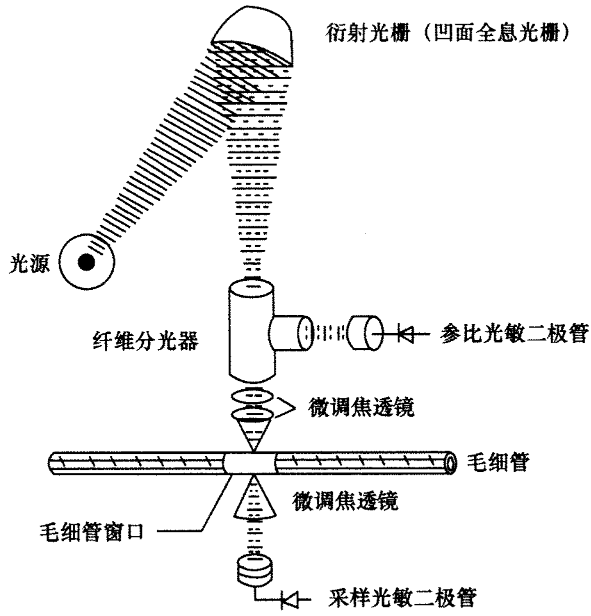


图 3－5　第二型毛细管电泳仪光学系统示意图

波长方式，同时可产生三张电泳图；③在指定波长范围高速扫描方式，扫描可反复进行，得到三维电泳图。若在某一时间对三维图进行切片便可得到这个时间的光谱谱图。光源由氘灯（190nm～365nm）和钨灯（366nm～800nm）组合而成，因而只能在各自波长范围内连续转换，选用高速扫描或多波长扫描时选择的波长不应跨越365nm～366nm。

2．电极　该仪器的电极材料是铂金丝，装在毛细管室内不太容易看到的部位，质地柔软不易折断，但可弯曲，使用中，应注意检查校正它的位置。电极的末端以深入到离心管底部上方 1mm 处为宜。毛细管入口处电极为高压，出口处为接地。

3．毛细管柱　毛细管由融熔石英拉制而成，能透过紫外光，管外壁涂以高聚物以增加其强度。由于壁外涂层不能透过紫外光，故在检测窗口处毛细管外壁的涂层必须用火或发烟浓硫酸除去。常用的毛细管柱长度在 25cm～50cm 之间。内径一般以 251μm～501μm 最佳。毛细管柱能承受的电压与其本身及外壁涂层的绝缘性能和厚度有关，该公司提供的外径 150μm 的毛细管柱不能承受 20kV 以上的电压，而外径 350μm～375μm 外径的柱子可耐 30kV 的高压。使用过高的电压，将出现“漏电”，导致毛细管柱的损坏。

有两种毛细管柱卡套，一种卡套内的毛细管不能更换，另一种可以更换，使用很方便。卡套保护了毛细管柱，并使其定位准确，卡套还与柱冷却系统匹配使液体冷却剂在柱外循环，因此柱温调节快速，控制准确。第二种卡套根据使用需要可自行更换毛细管柱，注意在更换不同长度的毛细管柱时需换用相应长度的冷却套管，

并注意柱冷却剂管路与柱外壁之间的密封，若密封不严，运行中可能出现漏气、漏电等问题。

4. **输送盘与离心管** 仪器中并排装有入口和出口两只输送盘，可各自按顺、逆时针方向旋转，并可沿“轨道”拉出、推入。每只盘上有32只升降管，升降管子带有盖子和密封圈，在运行中上升时盖子自动打开，下降时自动盖严。样品溶液等各种运行试剂分别放在塑料离心管中，离心管的大小与形状与升降管配套。装有样品、入口缓冲剂、洗液等的离心管分别放在入口盘上的升降管中，出口缓冲液，组分收集管等放在出口盘上。两盘不能互换，盘中各种试剂的位置必须完全符合自动检测程序中的设定。图3－6为毛细管卡套、离心管、输送盘连接示意图。

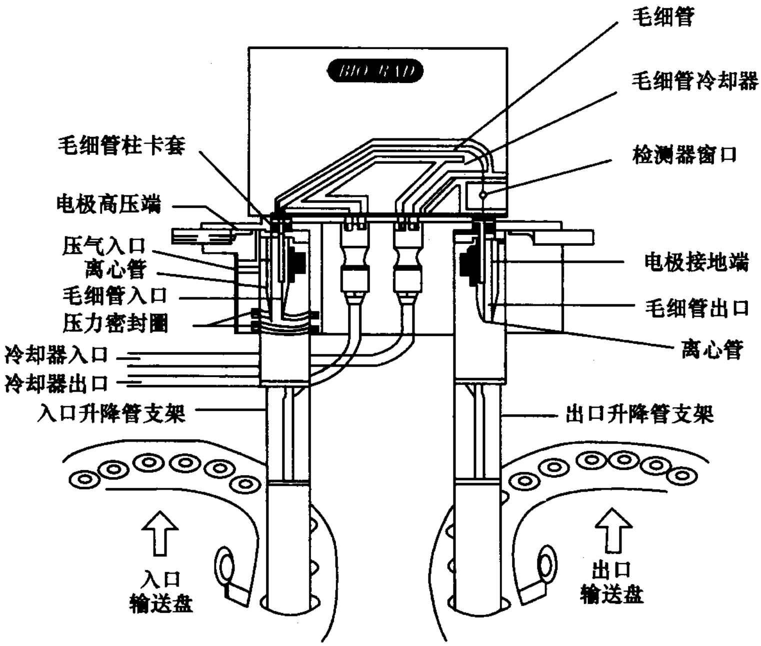


图3－6 毛细管柱卡套、离心管、输送盘连接示意图

输送盘放入盘室前全部升降管子的盖子必须盖正，将盘放入盘室时必须沿轨道推入，并在听到“咯噔”响声后，方到位。盖子未盖，盘不到位等都会影响输送盘的正常运转，出现震动、卡盘等问题，卡盘后往往很难处理。

第四章　光学显微镜

光学显微镜（简称显微镜或光镜）的基本形式都是二次放大图象的复式显微镜，结构已基本定型。按照研究对象的不同要求，产生了各种不同用途的特种显微镜，广泛地应用于生物科学、医学等科学领域。随着电子技术的进步和发展，光学显微镜在自动化、数字化、多媒体等方面都将有很大的发展空间。

本章介绍光学显微镜的工作原理、部件结构、性能参数、操作要点和显微镜在基础研究和临床检验方面的应用。

第一节　光学显微镜概述

一、显微镜的工作原理

光学显微镜（optical microscope）是利用光学原理，把肉眼所不能分辨的微小物体放大成像，以供人们提取物质微细结构信息的光学仪器。显微镜是由两组会聚透镜组成的光学折射成像系统。把焦距较短、靠近观察物、成实像的透镜组称为物镜（object lens），而焦距较长，靠近眼睛、成虚像的透镜组称为目镜（ocular lens）。而相对于物镜的成像条件及最后二次成像于观察者的明视距离等条件的满足是通过仪器的机械调焦系统来实现的。被观察物体位于物镜的前方，被物镜作第一级放大后成一倒立的实像，然后此实像再被目镜作第二级放大，得到最大放大效果的倒立的虚像，位于人眼的明视距离处。

二、显微镜的性能参数

显微镜作为一种光学仪器，表征其性能的主要是一些光学成像方面的参数及机械调节相关的技术参数。

（一）放大率

显微镜的放大率（amplification）或称放大倍数是指经多次成像最终所成（放大的）像的大小相对于原物体大小的比值，常记作 M。

$$M = maq \quad (4-1)$$

M 是显微镜的总放大倍率；m 是物镜放大倍率；a 是目镜放大倍率，二般表达为明视距离（正常视力者为 25cm）与目镜焦距 f_2 之比；q 为在双目显微镜中所增设的棱镜所起的放大倍数，一般取值为 1.6 倍。显微镜的总放大倍数不超过 1600 倍。

显微镜的放大率还可用位置放大率来表示。由于显微镜的物距接近其物镜的焦距 f_1，最后成像于目镜第一焦点附近，而焦距 f_1 和 f_2 相对于镜筒长度 L，较小，故可近似取 L，为第一次成像的像距，L 是物镜的后焦点与目镜的前焦点之间的距离（称光学筒长）。在实用中，常用下式来近似估计 M。

$$M = \frac{250Lq}{f_1 f_2} \quad (4-2)$$

式中的 L 为镜筒长度，长度单位为 mm。

显而易见，目镜和物镜的焦距越短，越有利于提高显微镜的放大率，但同时会减小景深和影响其他参数。实用中，也常用目镜和物镜放大率的乘积来估计 M 值。

（二）数值孔径

数值孔径（numerical aperture）又叫镜口率，是物体与物镜间媒质的折射率 n 与物镜孔径角的一半 β 的正弦值的乘积，通常缩写为 NA，即

$$NA = n\sin\beta \quad (4-3)$$

数值孔径是衡量显微镜性能的重要参数，其数值范围从 0.05 至 1.40。显微镜的数值孔径与其放大率成正比，与分辨率、景深成反比，它的平方与图像亮度成正比。为确保物镜的数值孔径能得以充分发挥，聚光镜的数值孔径应大于或等于物镜的数值孔径。

（三）分辨率

分辨率又称分辨本领（resolving power），是指分辨物体微细结构的能力。分辨率是所有光学测量仪器的最重要的性能参数之一。可以用光的衍射理论很好地解释其机制并分析其相关因素。

显微镜的分辨率和放大倍率是两个不同的但又互相联系的性能参数。当选用的物镜数值孔径不够大、分辨率不够高时，显微镜不能分清物体的微细结构，此时即使过度地增大放大倍率，得到的也只能是不够清晰的图像，这时的放大率称为无效放大倍率。反之如果分辨率很高而放大倍率不足时，显微镜虽已具备分辨的能力，因图像太小仍不能被肉眼清晰地观察。所以应使显微镜物镜的数值孔径与显微镜的总放大倍率合理匹配。

深入研究表明，具有聚光镜的显微镜如同扩大了物镜的 NA，而实用的聚光镜的 NA 与物镜的 NA 相等或比之略大一些，此时的分辨率 δ 应为：

$$\delta = 0.61\lambda / n\sin\beta = 0.61\lambda / 2NA \quad (4-4)$$

式中，λ 为光波波长。

（四）视野

视野又称视场（field），是指通过显微镜所能看到标本所在空间的范围。由于它由目镜的视场光阑局限成圆形，则把该圆形视野的直径称为视野宽度 d。显然 d 取决于物镜的放大倍数及目镜的光阑大小，小放大倍数和大光阑可获得较大的视野。当视野中不能容放整个标本时，要通过机械装置移动标本进行分区或连续移动。

（五）景深

景深（depth of field）又称焦点深度，是指当显微镜调焦于某一物平面（对准平面）时，位于对准平面前后二侧的二个仍能清楚观察的平面间的距离。高倍率时显微镜的景深约为微米级，所以要求标本切片很薄，否则成像的整体效果不够清晰。

（六）镜像亮度和清晰度

镜像亮度即显微镜的图像亮度的简称。高倍率工作条件下的暗场、偏光、摄影显微镜等都需要足够的亮度，与照明及物镜的性能参数相关。镜像清晰度是指图像的轮廓清晰、衬度适中的程度。既与光学系统的设计和制作精良程度有关，也与使用方法是否正确有关。

（七）工作距离

工作距离是指从物镜前表面中心到被观察标本之间满足工作要求的距离范围，与物镜的数值孔径成反比。一般不超过 1mm，对于特殊的长工作距离物镜也可长达几个 mm，例如倒置生物显微镜。

综上所述，显微镜的性能参数是互相联系、互相制约的。使用较大数值孔径的物镜，其放大率及分辨本领较高，但视场、景深工作距离却较小。因此，在实际工作中，合理考虑显微镜各性能参数间的相互联系是十分重要的。

第二节　像差和色差

显微镜的物镜、目镜都是由各种不同形状的透镜组成的。从物体上一点发出的光线，通过透镜以后不再相交于一点，而是会聚在一个很小的空间内，形成一个模糊的“小亮斑”。由这些小亮斑构成的物像，无论在形状上和颜色上都与原物有所差别（即失真），这些差别就分别称为像差（aberration）和色差（chromatic aberration）。

一、像　差

光学仪器不可能使物点发出而进入系统的所有光线都是沿着高斯光学的理想光路成像，从而导致成像在形状方面的缺陷，称之为像差（aberration）。所有的透镜都

存在着像差，对于单色光而言，球差、彗差、像散、场曲会使物点的像成为模糊的弥散斑，畸变能造成像的变形，这些因素都会影响成像的清晰度和保真度。

（一）球差

光轴上的点光源所发出的光锥入射到透镜的球折射面时，由于通过透镜边缘的光线不满足近轴光线的条件，因此不能和通过近轴曲面的光线会聚成一个理想的亮点，而是形成一个中间亮边缘逐渐模糊的弥散斑，这就是透镜的球面像差，简称为球差（spheric ab – erration）。球差可以通过设置光阑而减小。

（二）彗差

近光轴外的点光源发出的光束，经过透镜的中央和边缘部分后在垂直于光轴的同一成像平面上也不能交于同一个像点。离光轴越近的像会聚越好，亮度越大，亮点越小。于是在成像平面上便形成一个顶端小而亮，远离光轴方向形成逐渐增宽且亮度减弱的模糊尾部，形如彗星，称为彗差（broom aberration）。

（三）像散

远离光轴的物点发出的光，即使是以细光束成像也不可能会聚于一点，而在像空间不同的成像面上或者成椭圆弥散斑，或者在特殊位置形成圆形弥散斑，甚至是形成在两个垂直方向上的短亮线。这种成像缺陷称为像散（astigmatism）。一般来说，透镜像散随透镜形状、光阑位置而异，可以用正、负透镜适当组合而消除。

（四）场曲

像场的弯曲简称为场曲。一个平面的物体通过透镜成像后，虽然像平面上任意一点仍然是清晰的，但所成的像不再是一个平面，而成了一弯曲的面，这就是场曲。场曲的存在，导致显微镜调焦时不能使中心和边缘同步清晰起来，这对于观察较大范围的细微结构极为不利，对显微镜摄影的底片上的成像质量影响较大。

（五）畸变

由于像平面上各处的放大率不同引起的成像缺陷称为畸变（distortion）。畸变的原因是由于透镜边缘与透镜近轴的放大率不同而引起的。如果离光轴越远处放大率越大，则像的外部线段将比中间线段长，结果形成了枕形畸变，这种畸变称为正畸变。反之则形成边缘放大率小而近轴放大率大的桶形畸变，称为负畸变，畸变能使像与原物相比在形状上失真，但并不影响像的清晰度。

二、色　差

色差（chromatic aberration）是一种由白色光或复色光在即使严格满足高斯条件下也存在的特殊类型的成像缺陷。透镜材料的折射率随入射光的波长而异。当用白光或复色光经透镜成像时，会因各种色光存在着光程差而造成颜色不相同、位置不

重合、大小不一致的不同成像效果，从而造成像和物的较大失真。色差分为轴向色差和垂轴色差二种。

（一）轴向色差

满足近轴光线条件的物点如果发出的不是单色光，由于各色光线经透镜折射而产生不同的光程差而和光轴交于不同的位置，而形成一个沿轴的色彩分离、模糊不清的像区，这种出自同一物点不同颜色光线的像点沿光轴的位置之差称为轴向色差又叫做位置色差。

（二）垂轴色差

同一种光学媒质使光轴以外的同一光点不同色光的主光线与高斯成像面交点的高度有所不同。这种表现为由于不同色光成像大小不一致而造成的成像缺陷称为垂轴色差，又称为放大率色差。

由于白光成像时光束结构十分复杂，色差的表现形式很多，但与上述两种色差相比其它色差要小很多。除高质量的光学系统外，一般都可以不加考虑。

第三节　显微镜的基本结构

显微镜的基本结构包括光学系统、机械系统两大部分。光学系统是显微镜的主体部分，包括物镜、目镜、聚光镜及反光镜等组成的照明装置。机械系统是为了保证光学系统的成像而配置的，包括调焦系统、载物台和物镜转换器等运动夹持部件以及底座、镜臂、镜筒等支持部件。一些特殊类型或高级显微镜还有一些附加装置。显微镜组成如图 4－1 所示。

一、光学系统

（一）物镜及其技术指标

物镜是显微镜中最重要最复杂的部分，被称为显微镜的心脏，其性能直接关系到显微镜的成像质量和技术性能。

所有显微镜的物镜都是消除了球差的，对于同一台显微镜配用的一套物镜是可以满足“齐焦”（即当某一物镜调焦清晰后，变换其它物镜时，也能基本保证焦距适当、成像清晰）要求的。不同的物镜对色差的校正程度是不一样的。因此，物镜可分为消色差物镜、复消色差物镜等。按 NA 及放大倍数的数值范围又可把物镜大致分为低倍、高倍和中倍物镜；根据物镜使用时是否浸在液体介质中又分为干式和浸式物镜；浸液有水、油、甘油等。还可根据适用的镜筒长把物镜分为三类：一类

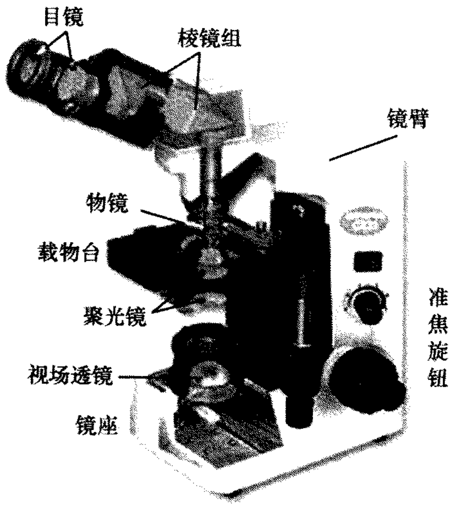


图 4－1 显微镜基本结构示意图

是适用于透射光的 160mm 镜筒长的，盖玻片厚度一般要求厚度规格为 0.17mm；第二类是用于反射光的 190mm 镜筒长的，不需要用盖玻片；第三类是对于透射光和反射光都适用的、镜筒长为无限大。

1. 消色差物镜　这类物镜在消除了球差的基础上消除了红、蓝两个色光的位置色差并保持齐焦条件，光谱范围较窄。消色差物镜制作较为容易，使用广泛，一般显微镜均配有这类物镜。低、中倍消色差物镜主要与惠更斯目镜配合使用。消色差物镜常用符号“Ach”表示。

2. 复消色差物镜　这类物镜用特种牌号的玻璃及荧石、氟石等材料制作。在消色差物镜基础上进一步对二级光谱做了校正，极好地消除了轴向色差，这类物镜结构复杂、材料稀少、加工难度大，但成像质量很好，在相同放大率条件下有更大的数值孔径，对光源无苛刻的要求，因故得名复消色差。干式复消色差物镜的 NA 可高达 0.95，接近极限 1.0。场曲及垂轴色差不能完全校正，多为高档显微镜所用。

3. 平场物镜　这类物镜可使影像在整个视野范围内场曲极小，且视野广阔，故称为平场物镜。这对显微观察和显微摄影极为有利。平场物镜常用的符号为“Plan”，与平场目镜共同补偿还能较好地校正放大率色差，常用于广视野观测及彩色显微摄影中。平场物镜分为平场消色差物镜、平场复消色差物镜和平场半复消色差物镜三类。

4. 物镜的技术指标　物镜有许多技术指标，都使用特殊的字符标示在物镜外壳上。浸式都注明使用的浸液，上面一行用 β/NA 的形式给出物镜的放大倍数 β 和数值孔径 NA，下面一行以 L/b 的形式给出适用的镜筒长及盖玻片厚度子 b。例如一只物镜外壳从上至下有下列三行标记“油—100/1.25 —∞/0.17”，则表明该物镜为油

浸式高倍，放大倍数为 100，NA 为 1.25，对透射光及反射光均适用，镜筒长为很大，在用于透射光时的盖玻片厚度为 0.17mm。表 4－1 给出了国内显微镜物镜系列的一些技术参数。

表 4－1　　显微镜物镜系列技术参数

物镜＼最小数值孔径＼放大倍数	1.6	2.5	4	6.3	10	16	25	40	50	63	80	100 浸液	代号
消色差物镜	0.04	—	0.10	—	0.25	—	0.40	0.65	—	0.85	—	1.25	
平场消色差物镜	0.04	0.07	0.10	0.15	0.25	0.32	0.40	0.65	0.75	0.85	0.95	1.25	PC
平场半复消色差物镜	—	—	—	0.20	0.30	0.40	0.60	0.75	—	0.90	—	1.30	PB
平场复消色差物镜	—	—	0.16	0.20	0.30	0.40	0.65	0.80	—	0.95	—	1.32	PF
标示物镜放大率的颜色圈	黑		蓝	紫		绿		黄		红		白	

（二）目镜及其技术参数

显微镜的目镜是在窄光束、大视场的条件下工作的。其结构相对于物镜要简单些，通常由 2 组～3 组透镜组成。其中目镜筒上端与靠近眼睛的透镜（组）称为接目镜，下端靠近视野的透镜（组）起主放大作用，称为视野透镜。而介于二者之间的透镜主要起校正像差或色差、优化视场的作用。目镜要与物镜配合使用，在目镜的物方焦平面上设有限制物方视场的光阑，物镜所成放大的实像就成在光阑面上，用于观测的目镜上的分划板和目镜指针等可安置在该光阑面上，这称为“三面重合”。

与物镜一样，目镜也有统一的连接标准，方便互换。目镜的类型很多，下面是几种常用的目镜。

1. **惠更斯目镜**　惠更斯目镜是观测显微镜使用的主要目镜，最常用的放大倍数是 8 倍和 10 倍，视场角不超过 30°。这种目镜结构最简单，由相隔一定距离的两块平凸透镜组成，且平面都朝向眼睛一方。惠更斯目镜与其它类型目镜的最大不同是焦点处于两片透镜之间而不是处于两片透镜之外。不适于测量时用，常与低、中倍的消色差物镜配合使用。

2. **冉斯登目镜**　冉斯登目镜是测量用显微镜使用的最简单目镜。也是由相隔一定距离的两块大小相同、焦距相同的平凸透镜所组成，但是两个凸面相向放置。由于物方焦面在整个目镜前方，故可以放置测微尺等，常用于测量型的显微镜。在外部尺寸上比惠更斯目镜长一些，视场角也大一些。一般的生物显微镜上很少使用冉斯登目镜。

3. **补偿目镜**　补偿目镜是精细化了的惠更斯目镜。其接目镜由单片平凸透镜改为一块三胶合透镜来代替，其目的是为没有完全校正放大率色差的复消色物镜提供一个同样大小而符号相反的放大率色差来抵消残余色差以实现补偿校正。补偿目镜

不适合与普通的消色差物镜配用。

4. **无畸变目镜** 无畸变目镜又称凯纳尔目镜，它由三块透镜组成，接目镜由一正一负两块透镜组成，可消除畸变。该目镜的出射光瞳较远，约 12mm，观察时较为方便舒适。

5. **平场目镜** 平场目镜的像散和场曲校正较好，具有较大的视场和平坦的视野。这类目镜常与消色差物镜或平场物镜配合使用。

6. **特殊目镜** 为了扩大显微镜功能，还有各种特殊用途的目镜。例如广角目镜可增大视场且又不致引起场曲；摄影负目镜（也称哈曼目镜）为满足显微镜摄影和投影的要求而使中间像面和摄影像面位于同侧；测微目镜装有分划板并配有视度调节机构，既使标本的像和分划板刻度的像都清晰，又可同时观察和测量。

7. **显微镜目镜技术参数** 目镜的技术参数包括放大倍数、最小视场宽度（mm）等，均标示在目镜外壳上。表 4－2 给出国内显微镜的普通与平场补偿目镜系列的常用技术参数。

表 4－2 显微镜目镜系列技术参数

分类	放大倍数	最小视场直径（mm）	代号
普通目镜	5	20	—
	6.3	18	
	8	16	
	10	14	
	12.5	12.5	
	16	10	
	20	8	
	25	6.3	
平场补偿目镜	8	18	PB
	10	16	
	12.5	12.5	
	16	10	
	20	8	
	25	6.3	

（三）显微镜的照明设置

用显微镜观测和研究的物体，大多为自身并不发光的标本。照明设置的功能是使被观察标本有充分而均匀的光线，因此正确地调整照明设置和了解照明方法是很必要的。

1. 照明方法简介　根据聚光镜和光源的使用方式不同照明方法可分为反射照明、临界照明和柯拉照明等；根据照明光透过标本进入物镜形成的反差类型又可分为明视场法和暗视场法等。

（1）反射照明　低档普通生物显微镜仅使用凹面反射镜反射自然光而不经聚光器直接给标本照明。也有使用聚光器的，同时使用凹面或平面反射镜，但光源是自然光。

（2）临界照明　临界照明也称纳尔逊照明，使用电光源，照明光经聚光器后再照亮标本，一般用自然光或荧光灯最好。由于光源经聚光器透镜所成的像是和标本所在平面近于重合，既影响观察又可能会因像的亮度的不均匀使标本的照明不均匀。但因其有结构简单的优势而用于普通显微镜。临界照明光路如图 4－2 所示。

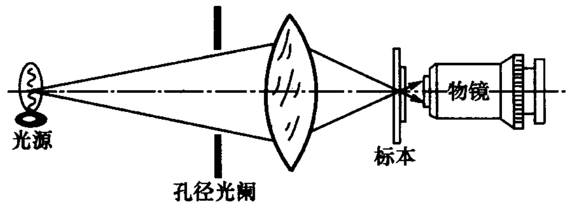


图 4－2　临界照明光路示意图

（3）柯拉照明　柯拉照明可以克服临界照明的缺陷，保证标本的均匀照明。这是一种用在透射光与亮视场中的标准照明方式。其工作原理如图 4－3 所示。这种照明方式使物平面界限清晰、照明均匀，效果比较满意。

（4）落射照明　在某些高档显微镜上，不仅需要透射光照明，也需要落射光照明，如荧光显微镜。落射光照明时物镜本身也作聚光镜用，两者数值孔径相等。该部件质量要求较高，加工难度较大，部件制成后也容易变形，使用时应特别注意保养。

（5）亮视场法　亮视场法就是从照明器发出的光透过或经标本反射后直接射入物镜，在亮背景下显现出标本吸收或反射不良而变暗的部分，称为正反差。

（6）暗视场法　和亮视场法相反，从照明器发出的光束不是直接射入物镜，从而造成足够暗的背景视场。标本经漫反射或以其倾角改变光的方向投射于物镜，显现出明亮的图像于暗背景之上，称为负反差。

（7）斜照明法　当孔径光阑局部（直径的 1/3 ~ 1/2）被遮并使入射光偏离其光轴则可显著地提高图像的反差，尤其是在观测线纹或划痕时效果更好。

2. 照明系统主要部件

（1）光源　有自然光源和电光源两大类。显微镜的光源应满足三个基本要求：一是发射光谱接近自然光的光谱；二是对物体的照明要适中、均匀；三是光源不能传给镜头及标本太多的热量。显然自然光源最为适宜。由于自然光源亮度不能随时

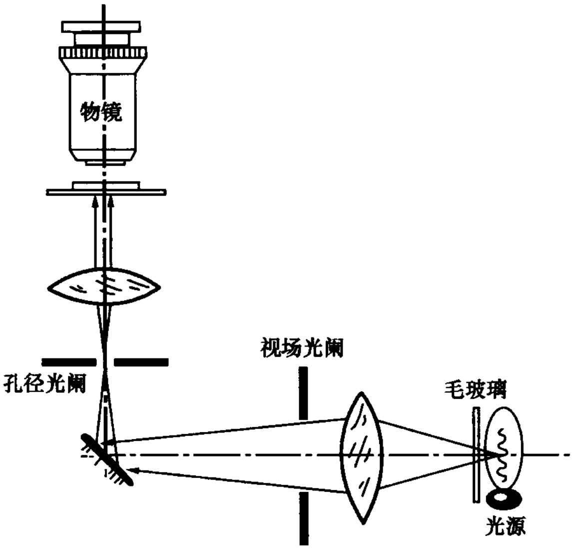


图 4 – 3　柯拉照明光路示意图

随地满足工作需要，就需要电光源。电光源中白炽灯（包括各种钨灯），氙灯和汞灯等较为常用。它们具有发光效率高、显色性好、亮度大、寿命长等优点，适用于普通和特殊显微镜的照明要求。

（2）滤光器　滤光器即滤光片，所起的作用主要是改变入射光的光谱成份和光的强度，以便于显微观察和显微摄影。只有了解了滤光片的光谱特性，正确选用滤光片，才能获得最佳效果。

滤光片的种类很多，最常用的是有色玻璃滤光片，其次是干涉滤光片、中性滤光片、液体滤光器等。根据滤光片的作用来分，有色温转换滤光片、色彩反差滤光片、绝热滤光片、反差滤光片、中灰滤光片等。

（3）聚光镜　对于大孔径物镜，不能使用大尺寸光源，只有使用光学系统把光源的像放大，并把光源的像聚焦于被观察物体附近，这个聚光系统就是聚光镜。

聚光镜和物镜一样由数片透镜组成，目的是为了消除球差和色差等。它也有数值孔径，其 NA 通常接近或稍大于物镜的 NA，否则物镜的 NA 不能完全利用，会降低影像的亮度和分辨率。聚光镜的 NA 太大，会削弱影像的反差，使影像模糊不清。

聚光镜的种类较多，常用的有低孔径聚光镜、消球差聚光镜、消色差聚光镜、广视场聚光镜。此外，还有一些特殊用途的聚光镜，如偏光聚光镜、暗场聚光镜、相差聚光镜、干涉聚光镜和荧光聚光镜等。

（4）玻片　大多数生物显微镜的标本是夹在两片薄玻璃片中进行观测的。上面一片称盖玻片，下面一片为载玻片。由于它们处于观察光路之中，它们的光学性质对照明系统有较大的影响，因此玻片的参数都有统一规定。

①载玻片：使用的材料是折射率 $n=1.518$ 的玻璃，对波长 $\lambda=546\text{nm}$ 的 e 光的折射率 $n_e=1.52$，对波长在 360nm ~ 780nm 范围内的可见光的吸收最小。载玻片要求材质均匀，不含杂质、气泡，也没有残余应力。外形尺寸主要有长短两种规格，宽度和厚度相同只是长度不同。考虑到应用的理化环境，载玻片不得发射背景荧光，对与之接触的浸液、标本等在化学性质上应为惰性。②盖玻片：用光学玻璃制作，$n=1.522$，对波长 $\lambda=546\text{nm}$ 的 e 光的折射率 $n_e=1.524$。由于盖玻片是和配用的物镜一起来消像差的，对其光学性质及几何厚度有更严格的规定。例如按国际标准，所有的盖玻片的厚度均为 0.17mm，正公差为 0.01mm，负公差为 0.02mm。外形有圆形和矩形二种，具体尺寸也有规定。

二、机械系统

显微镜的机械系统包括底座、镜臂、镜筒、物镜转换器、载物台、调焦机构和聚光镜升降等，主要起固定、支撑、运动和调节的作用。

（一）镜座

镜座是显微镜的支持基础，保持显微镜在不同工作状态时的平稳。多用铸铁、铸铝等金属材料制作。

（二）镜筒

主要用于容纳抽筒，连接透镜，保证光路畅通且不使光亮度减弱。镜筒可分为单目、双目和三目三种镜筒。

单目镜筒可分为直筒式（已被淘汰）和斜筒式两种。斜筒式是在镜筒内装一反射棱镜，以便使来自物镜的直射光线进入目镜。这种镜筒还可作 360°旋转。

双目镜筒由左右两个镜筒组成，筒下装有一组复杂的分光反射棱镜。使用双目镜筒时，常会看到两个像，只要调节镜筒眼距，即可使两个像重合在一起。

三目镜筒是由一个双目镜筒和一个直筒组合而成，它的用途除用于双目观察外，还可同时进行显微摄影。其内部的棱镜系统更为复杂，有一个可推拉的棱镜，拉出以进行显微摄影，推入以进行观察和取景。近年来已发展为既可观察又可摄影的三目镜筒，可把成像光线分成两部分，20%用于观察，80%用于摄影。镜筒下端与物镜转换器相连接。

（三）物镜转换器

为了便于更换物镜，显微镜上都装有物镜转换器。它是机械装置中结构复杂、精度要求最高的部件。由于显微镜的视场小，要求转换器和物镜定位槽孔对中准确度不低于 0.01mm，而且既要求转动轻松灵活，又要定位准确。使用人员在更换物镜时，应转动物镜转换器，而不能用力搬动安装在转换器下部的物镜。安装物镜转换器的顺序为顺时针方向由低倍镜到高倍镜。

物镜转换器的结构形式较多，按定位形式可分为内定位和外定位式；若按其上安装物镜的个数可分为三孔、四孔、五孔、六孔式等。

（四）载物台

用于放置标本或被观察物体并保证它们在视场内能平稳移动的机械装置，复杂程度相差较大。最简单的是一个固定平台和一个移动的夹片结构（因带有刻度标尺故称移动尺）组成。移动尺借助螺杆、齿轮、齿条等机械传动装置使夹片进行前后左右的平面移动。

标准的载物台是由固定的台座与活动台面复合而成。台座与台面由滑动导轨连接，可使台面相对台座作前后移动。台面上装有移动尺，可夹持玻片作左右移动。移动控制手轮的纵横两调节手轮是同轴的，一般靠近调焦手轮以便于操作。载物台微调位移量一般不超过2.5mm。载物台的移动尺中间开有圆形或长条形孔，以保证台面在整个移动范围内都能有充足的光线进入镜筒。复杂的载物台可以绕着轴带动实验标本转动，某些研究用显微镜采用同轴传动十字形工作台，在临床检验中少见。

（五）调焦系统

为了充分利用放大率和保证清晰成像条件，被检物要放在物镜前焦点以外的近处，这个距离条件是靠机械调焦系统来实现的。其基本要求为：使调节的系统沿着光轴方向做稳定的直线运动。调焦可以有升降镜筒移动物镜和升降载物台移动标本两种途径，实际使用中往往是双管齐下的。其中都包括微动调焦（微调）和粗动调焦（粗调）两套机构。一般操作时，先粗调迅速地得到标本的像后再仔细微调获得满意的物像。

1. 粗调机构　快速调焦用。都是借助齿轮与齿条的啮合，使整个成像系统作平稳而准确地直线运动的。要求手轮在转动中应舒适、无松动现象、稳定不下滑、消除空回。通过两个粗动手轮，顺、逆时针的转动，使内装的齿轮作正反方向转动，与齿条产生一个相对位移，达到调焦的目的。

2. 微调机构　微调方向应该和粗调方向平行一致。在某些场合下，微调用作读数，要求手轮的空程要小，转动角度和微动直线应成正比，通常微动范围不得小于2mm。常用的微调装置有多种，目前中、高档生物显微镜中，常采用同轴式粗、微动调焦机构。目前有一种新型的粗微动调焦机构，其精度、灵敏度均较高，且运动舒适，无下滑现象、操作很方便，是理想的显微调焦机构，常用于高档显微镜中。

图4－4表示的是一种螺旋杠杆式微调装置。当转动手轮时，由于与丝杆配合的螺母固定不动，故丝杆就产生轴向移动，并推动杠杆使之绕其轴转动，而推动构件上升获得微动目的。当手轮反转时，构件靠自身重量下降，压簧起消除空隙作用。此种微动装置结构简单，微动可靠，装校方便。但空回较大，精度较低，常用于初级生物显微镜。

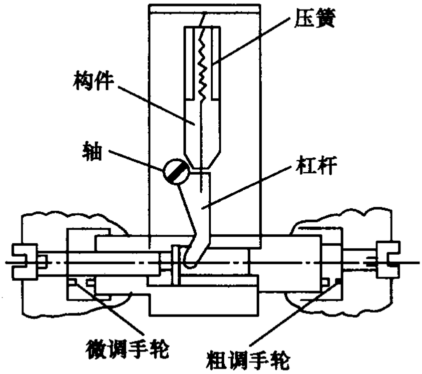


图 4－4　螺旋杠杆式微调焦机构

图 4－5 所示的是国内外较流行的伺轴同导轨粗微动调焦机构之一的蜗轮蜗杆式粗微动调焦机构。这是一种新型的粗、微调焦机构，其精度、灵敏度均较高，运动舒适，无下滑现象、操作方便，是理想的显微调焦机构，目前常用于中、高档生物显微镜。其微动轴安装在粗调手轮和蜗杆的轴孔内，微调轴可自由地转动，两端固定着刻度值的微调手轮。载物台（或镜臂）的自重由齿条和固定在一起的同轴的齿轮、蜗轮传至蜗杆，这样使转动部分始终处于单面啮合状态，既消除间隙，又保证端面凸轮和固定在微调轴上的钢球可靠地接触而消除空回。当转动手轮时，由销钉带动蜗杆转动，再通过蜗轮、齿轮和齿条使载物台作上下移动，当微调手轮转动时（粗调手轮不动），微调轴带动钢球在端面凸轮的端面上滑动，使蜗杆产生一微量的轴向移动，从而使蜗轮产生一微量转动，此时与其同轴的齿轮带动齿条，使载物台作上下微动，弹簧的作用是使凸轮与钢球的接触更为可靠。

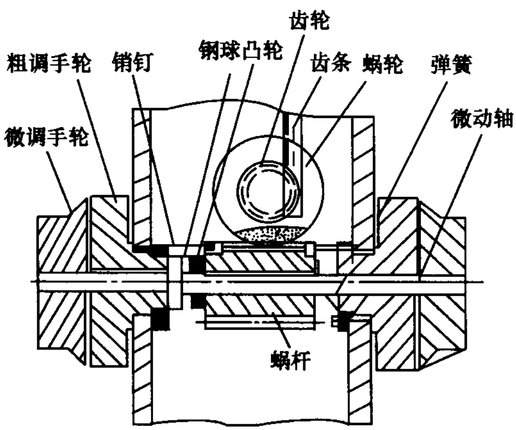


图 4－5　蜗轮蜗杆式粗微动调焦机构

第四节　普通光学显微镜

显微镜按型式分有正置显微镜和倒置显微镜；按照明方式分有透射光显微镜（生物显微镜）和反射光显微镜（金相显微镜）；按用途分有生物显微镜、金相显微镜、相差显微镜、偏光显微镜、微分干涉相差显微镜、荧光显微镜和其他依据不同使用目的的显微镜；按光波分有紫外光显微镜、可见光显微镜和红外光显微镜；按基本结构分有专用显微镜、组合式显微镜和系列显微镜。

一般来说，多数情况按用途分类命名显微镜，而在每一类中又可分为若干小类。

一、双目生物显微镜

在临床检验工作中，长期使用单目镜型显微镜容易引起视疲劳和视伤害。目前普遍使用双筒目镜显微镜。其结构是利用一组复合棱镜把透过物镜后的光束分成强度相同的两束而形成两个中间像，分别再由左右目镜放大。

双目显微镜必须满足分光后两束光的光程必须相同和两束光的光强度大小一致这两个基本要求。

来自物镜的光线经棱镜组分光成两束平行光束，进入目镜，并调节目镜间距以适合人的瞳孔距离，人的瞳孔距离一般在 53mm ~ 75mm 之间。

光靠调节棱镜和目镜的间距和观察者的瞳间距适合是不够的。因为在调节棱镜组间距和目镜间距时，会破坏显微镜的光学成像条件。为此在双目显微镜的镜筒上需设有筒长补偿机构。一般在目镜管上有刻度尺，只要选定和瞳间距滑板刻度数符合则可得到补偿了。先进的双目显微镜能够进行自动补偿，而且会考虑使用者两只眼睛屈光度的不同再进行屈光度调节。使用时，先调节目镜筒上的光瞳间距（若需要还配合筒长补偿），使两眼看到单一的像，再通过屈光度调节使两眼都能清晰地看到单一的像。

二、倒置生物显微镜

当需要观测活体标本时，物镜不适于按一般的显微镜成像光路模式进行。需要把照明系统放在载物台及标本之上，而把物镜组放在载物台器皿下进行显微镜放大成像。这种类型的显微镜称为倒置显微镜，又称生物培养显微镜。倒置显微镜由于受工作条件的限制，物镜的放大倍数一般不超过 40 倍，并且是长工作距离的。该类显微

镜广泛应用于医学和生物学研究，常带有摄影（像）装置。其结构见图 4－6。

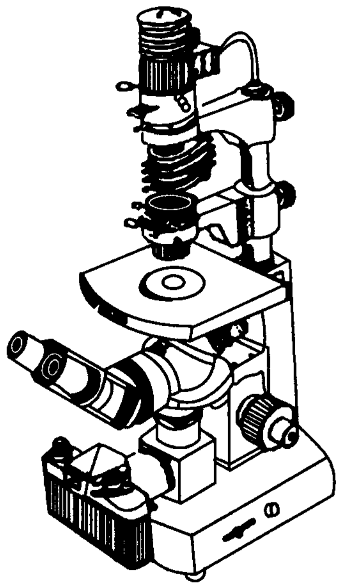


图 4－6　倒置生物显微镜结构示意图

由于一般放大倍数为 25 倍和 40 倍物镜的工作距离分别为 1.3mm～0.6mm，而培养器皿底厚度一般在 1.2mm～2mm，所以必需配合使用长工作距离的物镜和长工作距离的聚光镜。或者用特殊加工的培养器皿，在底部打一个圆孔再粘上一块盖玻片以减小器皿部厚度。在这种情况下采用普通的平场消色差物镜就可以了。

三、摄影显微镜

配置有摄影装置的显微镜称为摄影显微镜。为了使有价值的图象能保存起来用作资料，供研究或输入微机系统进一步作图象处理，就需要为显微镜的目镜系统加装摄影或摄像装置。现代化的这类摄影（像）显微镜一般多采用数字照像机或数字摄像机并可与计算机联机贮存和处理所得到的结果。较先进的显微摄影系统自动化程度很高，对光路有一些特殊的安排。

（一）目镜转换系统光路

在双目显微镜中除倾斜的双目镜管外，还有一个直立的摄影目镜管或目镜接头以备连结照像机或摄像头。为了随时转换目测与摄影的工作状态，需要有特殊的目镜转换系统光路。其光路原理如图 4－7 所示。

（二）摄影目镜

普通显微镜的目镜是正透镜，物镜的像经目镜成像后成一倒立放大的虚像。虚

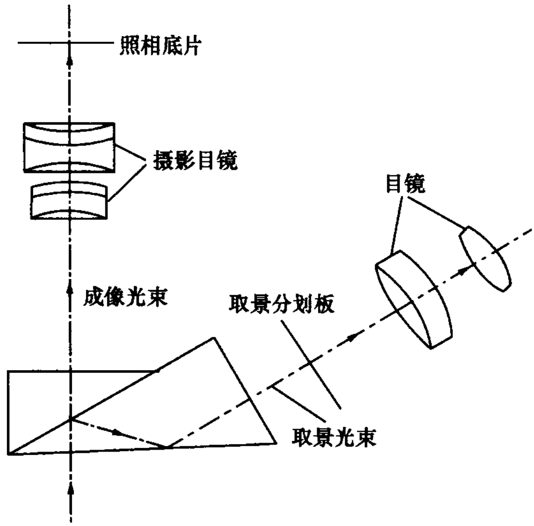


图 4－7　摄影显微镜目镜转换系统的光路原理图

像是不能在感光胶片上感光成像的，因此需要配置一个把虚像转化为实像的摄影目镜（负透镜），还必须能与平场消色差物镜适当匹配的补偿目镜，如 K、FK 等型号的目镜。

为了获得良好的效果，应正确地使用摄影显微镜。

1. 调焦　先调好瞳间距标尺并将目镜筒上补偿刻度调至对应刻度处，调节屈光度使双眼能获得单一的清晰像。可以用取景分划板来校验调焦效果。低倍物镜可用聚焦放大镜以克服调焦误差，并在调焦后应环视图像与双十字线有无“移位”现象，无“移位”时即为调焦准确。

2. 摄影放大率　通过物镜测微尺来校测放大率。一般的摄影显微镜都有测微尺照明装置和标本共同成像于底片上。若不具有测微照明，可根据底片或照片的实际长度与标度值来求出放大率。最方便的是采用新型摄影材料 Polaroid 胶片，能在摄影后约两分钟内自动完成显影、定影，成为一张照片，从而迅速地确定放大率或对标本进行分析研究。

3. 滤光片　显微摄影中滤光片的使用十分重要，它能调节图像，使其反差和细微结构适当地显现出来。在显微摄影中，只有根据光源的色温、标本的颜色选择合适的滤光片，才能得到更好的彩色还原，获得较好的摄影效果。表 4－3 是物体或标本细节的颜色配套使用可增大照片反差的滤光片颜色的选用配合。

表 4－3　滤光片与物体合理配合使用

标本颜色	增反差滤光片颜色	标本颜色	增反差滤光片颜色
蓝	红	褐	蓝
蓝绿	红	紫红	绿
绿	红	品红（蓝红）	绿
红	绿	紫	黄
黄	蓝		

近年来，显微摄影装置发展很快，已由简易显微摄影装置、手控显微镜摄影装置发展到具有自动上卷、自动曝光、多次曝光及倒易律失效补偿等功能的全自动显微摄影装置。

四、显微镜的使用和维护

（一）显微镜的调试

显微镜在使用前都需要进行调试，一般是按照电源、机械部分、光学部分及附件的顺序进行的。

1. 检查电源　电压选择开关应放在 220V 的位置，开关应接触良好，光强调节旋钮使用应平稳有效。

2. 检查调焦系统　检查物镜（先低倍率后高倍率）在改变孔径光阑大小时的圆斑是否同心，再插入 10 倍分划目镜调节视度使目镜分划板刻度清晰可见。放入标本改变视场光阑成清晰的像。观察该像是否与分划目镜十字中心同心。最后检查物镜是否达到“齐焦”要求。

3. 检查平台运动稳定性　用 40 倍物镜调焦后，上下左右移动载物平台观察切片的物象清晰度是否有明显变化。

4. 检查双筒目镜　左右两视场亮度、颜色是否相同，能否合成单一清晰的像。

5. 检查其它附件　若可加接摄影装置可用毛玻璃代替胶片，再插入 10 倍分划目镜，检查调焦是否同步等。若能实拍几张照片确认工作状态全都良好最为恰当。

（二）显微镜的使用

显微镜是一种精密的光电一体化仪器，只有科学正确地使用，才能发挥它的功能，并延长其使用寿命。显微镜的操作应按其一般操作规程进行。

①打开电源开关，旋转光强调节旋钮使光强适中；

②旋转粗调旋钮把载物台降到最低处，打开夹片器，放好标本，轻轻松开夹片器自然夹住玻片；

③旋转载物台下标本平面移动控制旋钮，将标本放置在恰当的位置；

④旋转物镜转换器把 10 倍物镜置于标本上方，先从侧面观察，旋转显微镜的

粗调，使样品尽可能接近物镜，若有锁死装置需锁死；

⑤通过右目镜观察标本，慢慢旋转粗调使载物台下降，粗调聚焦后再用微调做精细调焦；

⑥调节光瞳间距调节把手，双目可以观察到一个单一的像；

⑦旋转左目镜上的屈光度调节环，使样品的观察清晰，从而使双眼视力差得到补偿；

⑧旋转聚光镜上下移动钮将聚光镜移到最高位置，然后取下目镜镜头，直接往镜筒内看并旋转聚光镜孔径光阑刻度盘使孔径光阑调到大约为物镜 NA 的 80%的位置便可获得高质量的像，要注意更换物镜后都要重新调整孔径光阑；

⑨握住物镜转换器转动，选用所需放大倍数的物镜并配合使用对应的目镜；

⑩观察并记录，要注意到通过显微镜看到的像的移动方向正好是和样品实际移动的方向是相反的，实物的大小可以通过物镜的放大倍数及视场直径粗略估计。

（三）显微镜的维护

对显微镜要加强日常维护才能使仪器长久保持良好的工作状态。要注意电源工作电压的波动范围，一般不得超过 ±10%；注意仪器存放及使用的环境条件，在 31℃时湿度不大于 80%，温度每升高 3℃，相对湿度要降低 10%；工作的温度范围一般为 5℃～40℃，要防尘、防晒、防潮湿；轻移轻放，避免剧烈震动；其中具有张力作用的器件，使用完毕之后要让它回到自然松弛状态；使用间歇要注意调低照明亮度；应注意不可把标本长时间留放在载物台上（特别是有挥发性物质）；要定期检查和维护暂时不用的显微镜。

由于显微镜种类、型号繁多在使用中还应该认真阅读仪器说明书，结合自己的工作经验具体明确使用细则及维护规则，并加以实施。

第五节　特种光学显微镜

为了增强显镜微的功能，利用光学的一些特殊机制及专门制作的零部件使普通显微镜功能得以扩展，形成特种显微镜系列。如暗场显微镜、荧光显微镜、紫外光显微镜、偏光显微镜、相差及干涉显微镜、近场显微镜等。

一、暗场显微镜

显微镜的分辨本领取决于单色光波长及物镜的 NA。物镜的最大 NA = 1.6，可推算在白光下的最大分辨率为 0.2μm。在显微技术中把线度小于 0.1μm 的粒子称为超显微粒子，也称微小粒子。

当强光投射到微粒上时要发生散射，由于衍射环的存在，以每个微粒为核心形成一个发亮的衍射斑，这就是丁铎尔（tyndall）效应。若让照明光束不直接射入物镜使视场变暗即暗场（darkfield），则为观察丁铎尔衍射斑提供了具有一定反差的暗背景。此条件下通过显微镜的目镜，对线径大于 0.3μm 的微小物体能够看清其形状和大小；对于超显微粒子或生物，虽无法分辨其形状和大小，却能通过衍射斑判断它的存在、位置和数量。例如原生质颗粒在亮场照明时呈均匀系，在暗场下就反映出颗粒分散的特征。标本中的超显微病毒也可以用暗场显微镜（dark field microscope）加以鉴别。

形成暗场是暗场显微镜的技术关键，其方法就是用侧向照明。对于透明物体的观察，只需要在阿贝聚光器下方加上一个环形暗场光阑，挡住入射到聚光器光线的中心部分，从而实现侧向照明。但根据所使用的物镜的数值孔径的大小情况又有不同。对于小的物镜，如果在聚光器的最后一个光学面与载玻片间滴上镜头油，盖玻片和物镜之间是空气，则经过聚光器的环形光束在盖玻片内被全反射而不能进入物镜便可形成暗视场。对于 NA 较大的物镜则需要专门的暗视场聚光器，基本结构是由消球差、消色差良好的非球面透镜（组）和暗场光阑组成。

对于不透明的被观测物体，则要采用落射光照明，最简单的办法是自下方射来的照明光束，经中央挡板后形成一中空光柱，再经聚光镜将光线反射后以斜光束会聚照亮物体上的一点。由于其投射倾角很大，故反射光线不能进入物镜，只有由物体来的散射光进入物镜，从而形成暗视场下的明亮的放大像。在暗场照明时，观察到的明暗影像正好与明视场相反。

使用暗视野显微镜时，载玻片、盖玻片必须合乎标准厚度、无尘埃、无划痕；物镜亦应清洁无尘；*NA* 以大于 0.85 为宜。观察时先将聚光镜上滴以香柏油，然后上移使之与载玻片背面接触，即将聚光镜与载玻片间充以香柏油介质。缩小视野光阑，用 10 倍物镜观察找出标本并定好应观察的位置。然后再更换干式高倍物镜进行观察。必要时可在聚光镜下安放方位光阑并转动以改变斜射光的方位进行观察。

二、荧光显微镜

荧光显微镜（fluorescence microscope）是一种能对自发或受激发而发出荧光的样品进行观察的显微镜，是生物医学研究的重要目视仪器之一。它应具备以下条件：

1. 使用能产生短波长光的光源，如高压汞灯、高压氙灯等，也有用弧光灯或在采用蓝色激发光时用强碘钨灯的。

2. 使用激发滤光片来选择激发光的波长范围，滤光片安装于光源和聚光镜之间。常用的滤光片有紫外光滤光片（激发光波长主要在 334nm ~ 365nm 之间）、紫色光滤光片（激发光波长大部分为 405nm ~ 430nm 之间）、蓝色光滤光片（激发光主要为蓝色光，和一部分紫色光，波长为 405nm ~ 435nm 至 490nm 之间），偶尔也有用绿

色光滤光片者（激发光波长在 546nm 左右）。

3. 聚光镜、载玻片、盖玻片和物镜应尽可能地少吸收短波长光，允许紫外光通过。

4. 吸收滤光片置于标本与目镜间或罩于目镜上，阻挡紫外线进入眼睛，而只允许荧光进入眼睛。

5. 载玻片、盖玻片、封盖介质、镜油等都应不具有荧光杂质。

6. 标本的固定、包埋等处理应能保存组织中的荧光物质或不产生非特异性荧光。

7. 荧光显微镜应在暗室内观察，或在目镜上安装遮光罩，以阻挡外来光的干扰。

荧光显微镜的照明系统有透射和落射两种，或为二者的结合方式。由于可配合专用聚光器又可分为明场、暗场、偏光、相差等照明方式。为了充分利用聚光器的数值孔径，使用油镜时，应在载玻片和聚光器透镜间滴上双蒸水或甘油，以增强光耦合，使荧光图像亮度增大。聚光镜不使用受激发而产生荧光的玻璃和加拿大胶等材料来制作镜头，玻片也要用无荧光材料制作，以减少本底荧光的干扰。

三、紫外光显微镜

紫外光比可见光的波长短，使用紫外光源可大大地提高显微镜的分辨率。对于生物样品使用紫外光照明还具有独特的效果。生物细胞中的原生质对可见光几乎是不吸收的，而蛋白质和核酸等生物大分子对紫外光却具有特殊的吸收作用。因此，可以使用紫外光显微镜（ultraviolet microscope）来观察研究单个细胞的组成与变化情况。例如，细胞内核酸的分布状况和在细胞发育过程中核酸的变化，未被染色的活细胞中细胞质和细胞核的区分等。

紫外光显微镜一般使用 10*kV* 的水冷式高压水银灯作光源。工作光谱波长为 257nm 或 275nm，由于工作波长段很窄因此光强很强。普通光学玻璃强烈吸收紫外线，因此光学透镜必须使用石英、萤石或氟化锂等制作。例如物镜就是单片的单色镜（透镜对紫外的窗只有 10nm 左右）。在照明系统中使用的反射镜镀有铝层可使紫外光反射率在 90% 以上。由于紫外光是不可见的，因此必需配备光电或影像记录系统。在使用紫外光显微镜时要保护眼睛免受紫外光线损害。紫外光显微镜的调焦也较特殊。一是先使用辅助可见光调焦，然后再将物镜移动一个固定的距离便能保证对紫外光调焦；二是直接用紫外光源在荧光屏上调焦。在使用中应特别注意水冷式光源的冷却水流畅通。

四、偏光显微镜

偏光显微镜（polarizing microscope）是利用光的偏振特性，对具有双折射性（即可以使一束入射光，经折射后分成两束折射光）的晶体、液晶态物质进行观察和研究的重要光学仪器。利用它可以清楚地观察到纤维丝、纺锤体、胶原、染色体、卵

巢、骨骼、毛发、活细胞的结晶或液晶态的内含物、神经纤维、肌肉纤维、植物纤维等的细微结构，从而可以分析细胞、组织的变化过程。例如，正常细胞对偏振光是左旋性的，多种肿瘤细胞却是右旋性的，通过偏光显微镜观察标本的旋光性可以初步鉴别正常与肿瘤细胞。对于无机化学中各种盐类结晶状况，偏光显微镜的应用领域更为广泛。

（一）结构与原理

偏光显微镜的结构是在一般显微镜的基础上增添了使普通光转变成线偏振光和检测偏振光的装置或观察干涉图样的特殊透镜。即光源前有偏振片（起偏器），使进入显微镜的光线为偏振光，镜筒中有检偏器（一个偏振方向与起偏器垂直的起偏器），这种显微镜的载物台是可以旋转的。当载物台无样品时，无论如何旋转载物台，由于两个偏振片是垂直的，显微镜里看不到光线。而放入旋光性物质后，由于光线通过这类物质时发生偏转，因此旋转载物台便能检测到这种物体。图 4－8 给出偏光显微镜的结构示意。

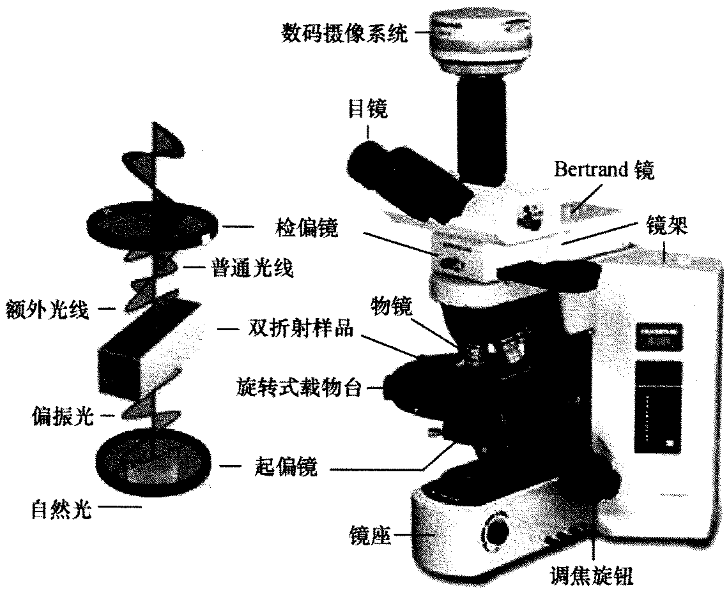


图 4－8　偏光显微镜的结构示意图

光源发出的自然光束经平面反光镜反射后通过起偏器转换成沿偏振片透光轴方向的线偏振光。线偏振光经聚光镜后成平行光束投射到载物台中心圆孔而照亮标本。载物台分为上下两层：上层能够绕轴旋转，刻有角度刻度；下层是固定的，设有游标，配合动盘可以读出 0.1°的转角值。载物台中心轴是和物镜光轴精确重合的。镜筒结构较复杂，在物镜和目镜之间开有试板插入孔、并装有检偏镜和勃氏镜。

起偏镜和检偏镜是同样的偏振片，都有透光轴，当光的振动面与该轴平行时才能完全透过，与该轴垂直时则不能通过。二块偏振片的透光轴平行时，透过的光最强；互相垂直（即正交）时则会完全消光。若在二块同轴偏振片中插入各向异性的材料，会造成光的偏振面产生附加的转动，改变原来的正交或平行关系。一般情况下偏光显微镜是让二块偏振片处于正交的，可以转动载物台测出恢复正交所需的转角的大小。

当投射到标本上的照明光束不是平行偏振光束，而是锥形偏光束（以各种倾角入射的平行偏振光）的时候，则在目镜中所观察到的并不是样品本身的像，而是经各向异性的样品所发生的消光和干涉的共同效果，例如在液晶结构中常出现的马耳他十字等。为了能看到放大的干涉像，需要在目镜前安装透镜组勃氏镜。加入勃氏镜可以使看到的干涉图像放大但成像比较模糊。若不用勃氏镜便可取下目镜，用眼睛也能看到干涉图象。相比之下图形小一些但清楚得多。

移相装置是偏光显微镜在使用过程中不可缺少的附件。全波片、半波片及 1/4 波片可以使通过波片的偏振光分别延迟 2π、π 和 $\pi/2$ 的相位。而补偿器则可连续调节使通过的偏振光的相位发生连续的改变。移相装置对观察光的偏振性质是十分必要的。

（二）偏光显微镜的使用

偏光显微镜在一般情况下要把起偏器和检偏器放在正交位置上工作的。在作正交观察时要选用低倍 P.G 系列物镜，而在作锥光观察时应使用高倍物镜和相应的高倍聚光镜。在观察细小样品的干涉图时，可缩小光圈改善观察效果。使偏光显微镜具备较大的视场也是十分重要的。当把偏光显微镜用作定量分析时，要把目镜焦平面上的定向十字丝调整到和起偏镜、检偏镜的透射平面平行。由于现在采用具有很强的二向色性（即对两个互相垂直方向上的光振动分量具有不同的吸收性质）的碘整齐地吸附排列在线性结构的高分子化合物片基材料（常用聚乙烯醇）上形成 H 型偏振片或 K 型、L 型等人工制作的偏振材料，因此不宜受潮，不可受太阳曝晒，也不可受机械撞击和重压。在对光学元件进行维护和修理时，注意不要装配过紧使镜头产生应变，导致性能变坏。

五、相衬显微镜

相衬显微镜的基本原理是把透过标本的可见光的光程差变成振幅差，从而提高了各种结构间的对比度，使各种结构变得清晰可见。光线透过标本后发生折射，偏离了原来的光路，同时被延迟了 $1/4\lambda$（波长），如果再增加或减少 $1/4\lambda$，则光程差变为 $1/2\lambda$，两束光合轴后干涉加强，振幅增大或减小，提高反差。在构造上，相衬显微镜有两个不同于普通光学显微镜之处。

1. 环形光阑（annular diaphragm）位于光源与聚光镜之间，作用是使透过聚光镜

的光线形成空心光锥，焦聚到标本上。

2. 相位板（annular phaseplate）在物镜中加了涂有氟化镁的相位板，可将直射光或衍射光的相位推迟 1/4λ，并能吸收直射光（背景光）的光强，使直射光与衍射光的光强趋于一致，能更好地突出干涉的效果。相位板分为 A + 相板和 B + 相板两种。

相衬显微镜除聚光镜和物镜有着特殊设计外，其它结构和普通生物显微镜没有太大差别。相衬显微镜的操作相比较而言比较复杂。使用前调整使聚光器上的环形光阑象与相应相板重合，再调节聚光器上光阑的位置，使光阑像与相板暗环的中心重合，为了能够获得满意的相衬效果，要求标本较薄，并尽可能应用单色光源。图 4-9 为相衬显微镜光路示意图。

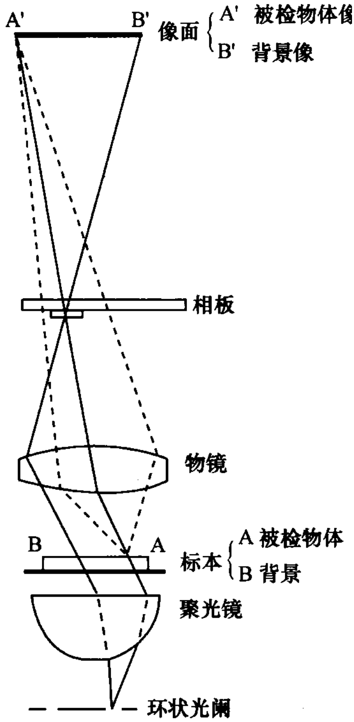


图 4-9　相衬显微镜光路示意图

六、干涉相衬显微镜

干涉相衬显微镜（interference contrast microscope）的优点是能显示结构的三维立体投影影像，与相差显微镜相比，技术设计要复杂得多，其标本可略厚一点，折射率差别更大，故影像的立体感更强。干涉相衬显微镜利用的是偏振光，有四个特殊的光学组件：偏振器、棱镜、滑行器和检偏器。偏振器直接装在聚光系统的前面，

使光线发生线性偏振。在聚光器中则安装了石英 Wollaston 棱镜，可将一束光分解成偏振方向不同的两束光（x 和 y），二者成一小夹角。聚光器将两束光调整成与显微镜光轴平行的方向。最初两束光相位一致，在穿过标本相邻的区域后，由于标本的厚度和折射率不同，引起两束光发生光程差。在物镜的后焦面处安装了第二个 Wollaston 棱镜（滑行器），把两束光波合并成一束。这时两束光的偏振面（x 和 y）仍然存在，最后光束穿过第二个偏振装置（检偏器），检偏器将两束垂直的光波组合成具有相同偏振面的两束光，使二者发生干涉。x 和 y 波的光程差决定着透射光的多少，光程差值为 0 时，没有光穿过检偏器；光程差值等于波长一半时，穿过的光达到最大值。于是在灰色的背景上，标本结构呈现出明暗差。为了使影像的反差达到最佳状态，可通过调节滑行器的纵行微调来改变光程差，光程差可改变影像的亮度。调节滑行器可使标本的细微结构呈现出正或负的投影形象，通常是一侧亮，而另一侧暗，这便造成了标本的人为三维立体感，类似大理石上的浮雕。图 4－10 为干涉相衬显微镜的光路示意图。

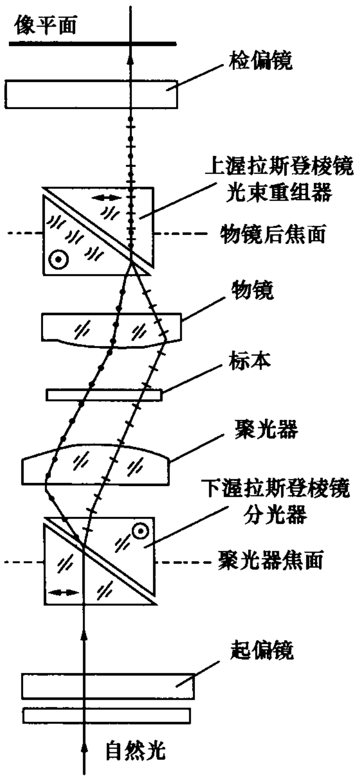


图 4－10　干涉相衬显微镜的光路示意图

七、近场显微镜

为了满足观察的物体越来越微小的需求，须采用波长更短的光束。从可见光到紫外光，再到 X 光就可以使显微镜的分辨率提高 50 倍，再发展到电子束，又比 X 光显微镜的分辨率增大约 25 倍。但是，波长越短则能量越高，对生物样品造成的可能损伤就越严重。20 世纪 80 年代后期，科学家们研制出近场扫描光学显微镜（near－field scanning optical microscope），利用可见光就可以看清约为波长十分之一大小的微细结构，把光学显微镜的分辨率提高了 5～10 倍，这显然不能使用光学透镜，近场显微镜是无透镜的。其工作原理是将一个特制的微探头移近样品使它在给定时间内只能“看见”截面直径小于波长的很小部分，通过扫描探头巡视过整个样品，最后整合成一幅完整的图像。

近场显微镜的微探头是一个中空的、针状的、顶部小于 150nm，内孔直径为 50nm 的玻璃微管，管壁镀铝膜，最终使光线只能从直径为 50nm（可见波长的 1/10 左右）的内孔射入，微管的尾部接上十分灵敏的光量子探测器测量进入内孔的光量，这种技术的理论分辨率极限约 10nm。由于采用可见光对生物样品损害很少，而且既可以用在空气中（与电子显微镜必须用在真空条件下相比要优越），又可以用在水中（与一般的光学显微镜相比也有优越性），因此，这种光学显微镜技术将对研究活体中的病毒和染色体等生物物质的结构和形态发挥作用。由于探测器对可见光是灵敏的，还可以对生物样品进行荧光分析。这种显微镜还能用来研究材料的表面性质。目前近场显微镜尚没有商品仪器，但是随着其技术的成熟一定会在不久的将来，成为光学显微镜中的一个新成员。

第七节　显微镜的常见故障及排除

在某些情况下，显微镜的功能会因环境因素或使用不当而造成降低或丧失。显微镜的常见故障大致可分为光学故障和机械故障两大类。

一、光学故障及其排除

（一）镜头成像质量降低

由于镜片膜层损坏或是镜片表面生雾生霉所致。对于生霉的镜头分别用水杨酸甲脂、2，5－二甲脂和五氯酚汞、二甲噻等化学药品熏蒸杀死霉菌的孢子并擦净之。对于膜层破坏的镜头需更换或送厂重新镀膜。

（二）双像不重合

由剧震造成双目棱镜位置移动所致。打开双目棱镜外壳，在平台上放一十字刻度尺，用10倍分划目镜分别插入左右两目镜筒内，边观察边校正双目棱镜的位置和角度，使双目镜筒转到不同角度观察时，十字刻度尺的位置都在左右两目镜视场的相同位置处，然后固紧棱镜即可。

用双目镜观察时，有时出现左右两视场的颜色与亮度不一致，这是由于分光棱镜的分光膜已损坏所造成。应取下分光棱镜送厂重新镀膜后再用。

（三）胶合件脱胶

由于温度剧变、受力不均或受到剧震等所造成。将脱胶的镜片逐渐加热，使凹、凸两镜片分开，待镜片冷却后，用酒精乙醚混合液将胶洗干净，再将两镜片慢慢加热以避免因防止受热过快或不均而开裂。温度升至80℃左右，在镜片中趁势涂上少许热胶，待胶溶化后，轻轻错动镜片排尽胶合层中的气泡，并保证没有混入杂质。稍微冷却后放在中心仪上观察中心，边校正边调整直至胶冷。取下镜片刮去边缘余胶即可。用冷胶胶合的光学零件不易拆离，需放入甘油中煮几小时才能脱胶。

（四）油浸物镜的渗油和前镜片脱落

油浸物镜的前片由于直径小和工艺条件限制，通常粘固在镜碗（金属框）上，既要粘牢又不能产生太大的拉力。现采用新型光学硅胶，光学环氧树脂作为粘合剂，既耐浸液浸泡又不溶解于酒精、乙醚、二甲苯等溶剂中，具有粘结牢固、应力小等优点，是较为理想的油浸物镜前片粘合剂。如果前片脱落，须将整个镜头拆开逐组清洗（拆时应注意各组之间的位置及方向），同时将前镜片及前镜碗也清洗干净，然后将前镜碗平置于清洁的玻璃平板上，在镜座孔内涂上少许光学硅胶，再将镜片小心放入，并在其上稍稍加压，使镜片前平面与镜座平面贴紧。放置阴干6小时后把余胶刮去并清洗干净，再在中心仪上校准中心，然后连同其它镜组装回镜筒内，进行整个物镜的校正。

（五）视场中的光线不均匀

首先检查物镜、目镜、聚光镜等光学面是否变脏受损。然后检查物镜是否正在光路中，视场光阑是否聚中、是否太小。故障确定后经调整一般都可排除。

（六）视场中有污物

检查并彻底擦净目镜、聚光镜、滤色镜和玻片上的污迹。

（七）双目显微镜中双眼视场不匹配

往往是瞳孔间距、补偿目镜管长没有调整好，或者是误用不匹配的目镜。若调整或调换仍解决不了问题，则可能是棱镜系统出故障，排除或交由厂家修理调整。

（八）部分图象不聚焦或似有重影

若是由于物镜放置不到位，没有准确处在光路之中而造成，调整物镜到位。若是因标本不平，请放平并在标本上放置盖玻片把标本压平展。

（九）观察图像有亮斑

多半是由于聚光镜太低，或者是光阑环太窄所引起的。调整聚光镜的位置，把光阑孔径增大到亮斑消除。

（十）图象模糊不清

若不是因镜头等元件损坏造成的，可检查物镜是否在正确位置，各个光学面是否变脏，根据情况按前面所述处置。若使用浸液物镜，则有可能浸液使用不当或浸液中混有气泡或杂质。

二、机械故障及排除

（一）粗调装置上下运动松紧不一和像晃动

上下运动松紧不一多半是由于燕尾导轨因局部磨损招致配合不好所引起。一般用刮刀、砂纸等打磨装配面，调整到合适间隙，然后装配，使两者相对运动平稳舒适无移动现象为止。对于钢针滚珠导轨来说，只需调节螺钉，使滑板经钢针、滚珠与固定槽间获得合适的间隙即可。

由于燕尾装配面经过打磨，造成齿条与齿轮的相对位置发生变化，从而产生啮合空回，即因啮合间隙过大，在刚开始转动调节手轮时，存在一定的空程。为此一般显微镜均设有偏心调节装置。当齿轮与齿条间距过大时，可调节偏心齿杆套。调节前必须先松开滑座上的两颗螺钉，再转动偏心齿杆套，使齿条与齿轮靠拢，直到啮合空回消除到最小为止。若仍不能修复，则只有将齿条拆下，在装配的接触面间垫上适当厚度的金属薄片，即可达到调整要求。

（二）调焦后自动下滑和升降时手轮梗跳

大多是由于自动下滑处理不当而导致手轮梗跳不适。自动下滑就是调焦后导轨处在某一位置上，由于平台（镜臂或镜筒）自身重量作用，在无外力作用的情况下徐徐滑下。主要原因是夹在手轮与齿杆套端面之间的垫圈因长期使用而磨损，引起端面静摩擦力减小所致，但也应注意让摩擦力保持适当的水平。修理时可根据不同结构型式采取相应办法排除。对于有粗调钮张力调节环的显微镜，有可能是由于张力调节环过松引起的，可调节张力大小来排除。

当齿轮与齿条处在不正常的啮合工作状态下时，时间不长就会造成齿形破坏，此时再转动手轮时，梗跳不顺便相继发生。另外，在卸平台时，如齿条和齿轮的齿撞击过猛，先是把齿条上端的齿撞变形，变形的齿条又影响齿轮，齿轮与齿条相互作用，使整个啮合系统的齿都变形，造成啮合不适，同样会引起梗跳。齿条与齿轮是形状复杂精度较高的零件，一旦破坏就只能更换新件组合。

此外，梗跳不适还可能有导轨面不清洁或错加液体润滑油（机油、钟表油）等原因，排除方法是将导轨面擦拭干净，加上适合的油脂即可。

（三）微动机构的故障

这类故障绝大部分是由于使用时不够细心、维护保养不够，或者使用时间过长磨损过度造成空回所致。常见的故障有以下几种：

1. 微动双向失灵　这种障碍多发生在齿轮式微调机构中，常由于使用时不细心，当微动手轮已转到限位处尚未觉察，再用劲一拧，就造成限位螺钉头跳过，结果使最末一级的扇形齿轮过位脱落所致。排除方法应先将整个微动机构组件拆下，更换新的限位螺钉，然后把薄薄的扇形齿轮放回啮合位置，并调整好装回原处。再调整微动齿杆和组件的相对位置（主要依靠紧固部件的螺孔侧隙调整），当齿轮组件与齿杆的啮合达到平稳舒适时，再把所有紧固螺钉旋紧即可。修复后的微动精度可通过观察切片或用百分表检测。

杠杆式微调机构双向失灵一般是因杠杆断折造成，只需更换一个杠杆便可。

2. 微动单向失灵　即手轮向一方转动时，微动不失灵，反转时就不起作用。常见的是下降失灵。排除方法：①由于微动滑板与滑座间受剧震或撞击，致使配合过紧或承荷过大所致。此种情况与微动导轨配合与粗动导轨结构基本相似，排除方法也相同。②导轨面上积尘过多或油垢凝结，使滑动不灵活所致，只要清洗后加适量油脂即可排除。③弹簧失去弹力，排除方法是更换新弹簧或将原弹簧拉长（或压缩）一点，重新淬火再装回便可。需要注意的是调整过后的弹簧的弹力不宜过大，否则会造成微动时手感不舒适。

在齿轮式微调机构中，还有一种常见故障，即与大齿轮啮合运动的最末一级齿轮部件往往由于大齿轮的孔与小齿轮的轴配合不紧而发生松动、打滑，从而产生空回或失灵。排除方法是更换新部件，或者将小齿轮的轴镀铬使之直径增大，重新与大齿轮孔紧配合。

（四）调焦后像不清晰

通常是由于在拆卸后未校正好或在运输中受震致使定位位置发生变化，致使平台升不上去或镜臂镜筒降不下来所造成。也有因换用物镜后，镜头长度短于原来的镜头长度所致。排除方法是先松开限位螺钉或拔出销钉，并使微调手轮处于极限位置（对于弹簧镜头则处于中间位置），即平台（或镜筒）升（降）到最高（低）位置后，再慢慢进行粗动调焦使标本刚要碰到又未碰到油浸物镜（此时可不加油）时，再旋上限位螺钉或打上限位销钉便可。

（五）调焦过程中像斜移

由于受震或拆装后光轴与平台的垂直性未校正好所致。严重时视场内会出现一边清晰一边模糊。排除方法是将自准直望远镜插入目镜管内，在平台上置一平行平面反光镜，先稍稍松开导轨燕尾（或平台托架）的紧固螺钉，左右摆动平台（镜筒或镜臂），直到观察到反射像与视场内原分划像左右重合，再旋紧螺钉，最好打下销钉，然后再旋松平台与托架的紧固螺钉，用修、垫接触面的办法，使反射像与视

场内原分划像上下边重合，再旋紧螺钉即可。若无自准直望远镜与平行面反光镜，也可直接用十字分划目镜观察物镜测微尺，边校正边观察直至像不斜移且清晰为止。

（六）物镜转换器的故障

物镜转换器是机械精度要求最高的部件，因而其精度的高低直接影响显微镜的性能与使用。常见的物镜转换器的故障主要表现在定位方面。

1. 定位失灵　产生原因有定位凸台严重磨损，定位销钉或钢球脱落等。大多是定位簧片断裂或产生塑性变形而失去弹性，使定位不易，这时只需要更换新簧片故障便可排除。更换方法是将各倍率物镜依次旋入转换器螺孔中，先使中倍物镜与聚光镜光轴重合，重新安装新的定位簧片，然后转换至其它物镜到定位处，从目镜中观察其中心基本对准了某一目标物后，进行调整至物镜在工作位置获得满意的定位效果时，再将簧片固紧。外定位结构的转换器，更换簧片较简单，而内定位结构的转换器，更换簧片必须拆开整个转换器才能进行，同时需要反复校正才能达到要求。

2. 定位不稳定　是由于定位槽磨损或销钉（钢珠）松动所致。也有因长期使用后转轴配合松弛所引起，若要彻底修复必须换用新的零部件。

3. 定位偏差　若各物镜均偏向同一侧，其排除方法与转换器失灵故障的排除相同，只需调整定位簧片即可。如出现一个或两个物镜有中心偏移时，多数是由于转换器螺孔端面在使用中受到碰撞或旋得过紧，致使物镜光轴的垂直性受到破坏，光轴倾斜所致。排除方法是先固定用某一倍率的物镜，然后依次旋入转换器各个螺孔中分别观察，找出产生偏斜的螺孔，仔细地用油石研磨螺孔端面，再旋上物镜观察，反复多次直至中心偏移得到校正为止。

以上几种故障的排除，常用到十字分划目镜和十字分划板作工具，既方便又准确。由于生物显微镜品种繁多，结构各异，出现的故障亦不尽相同，只有仔细分析，正确判断产生故障的原因与部位，才能有效地排除故障。特别要注意的是，遇到机械性故障出现后，决不要强行运动，以免造成仪器的更为严重的损害。需要卸装部件时，要按照顺序，适度施力。排除故障时一般要断开电源。

第五章　电子显微镜

电子显微镜（简称电镜）是根据电子光学原理，用电子束和电子透镜代替光束和光学透镜来照射被研究物体以获得极高分辨率的显微镜。普通光学显微镜的极限分辨本领大约是使用光波波长的一半，约为 $0.21\mu m$。目前生产的高性能电镜的分辨本领已优于 0.3nm，而最好的电镜分辨能力已达到 $0.06\mu m$，这样的分辨能力比光学显微镜提高了 3000 倍。电子显微镜是电子光学的一个成功应用的典范，由于它具有比光学显微镜高得多的分辨率，不仅可直接观察细胞、病毒、分子结构，而且可以观察到亚细胞结构甚至超微结构，包括生物的化学结构等，进一步提高了人类认识和研究微观世界的能力。电镜将在生物医学领域中，作为研究生物和人体的超微结构的工具，为人类进行医学理论研究、病因探讨和临床检验诊断做出了重大的贡献。

本章主要介绍一般电子显微镜和常用的透射电镜和扫描电镜的基本原理、结构及应用，简要介绍扫描隧道显微镜及原子力显微镜的工作原理，结构及应用

第一节　电子显微镜概述

一、电子显微镜的进展

电子显微镜（electron microscope）的进展简史可用表 5－1 概括。

表 5－1　　电子显微镜发展简史

1924 年	De Broglie 提出波粒二象性假说
1926 年	Busch 发现了旋转对称，不均匀的磁场可以聚焦电子束
1933 年	Knoll 和 Ruska 研制出第一台电镜（点分辨率达到 50nm）
1935 年	Knoll 设计了第一台扫描电镜
1938 年	Ruska 研制出第一台实用的透射式电镜

1924 年	De Broglie 提出波粒二象性假说
1939 年	德国西门子公司生产出第一批商用透射电镜（点分辨率 10nm）
1942 年	有了供实验研究用的扫描电镜
1950 年	开始生产高压电镜（点分辨率优于 0.3nm，晶格条纹分辨率优于 0.14nm）
1956 年	Menter 发明了多束电子成像方法，开创了高分辨电子显微术
1965 年	开始出现商品电镜
1970 年	科学家首次用透射电镜直接观察到重金属金的原子近程有序排列，实现了人类两千年来直接观察原子的夙愿
1986 年	Ruska 等因电镜的发明在半个世纪后获诺贝尔物理学奖
目前	透射式电镜的分辨率高达 0.1nm，扫描电镜的分辨率稍差一些也可达到 0.3nm 左右

二、电子显微镜的基本类型

根据临床和实验室的需要，电镜按照成像的方式不同可以分为透射式和扫描式两种基本类型。扫描电镜（scanning electron microscope，SEM）是采用高密度电子束逐点扫描成像，效率偏低。主要用于观察样品超微结构的表面形貌，在医学上多用于观察血细胞、培养的游离细胞、寄生虫以及组织的表面或断面结构；透射电镜（transmission electron mi－croscope，TEM）是目前最常用的电镜，整幅成像且效率较高。近代电镜中还有一种扫描透射式，当扫描电镜中电子束作用于样品后，将透过样品的透射电子和散射电子经探测器接收后进行信息处理而分别成像。各类电镜的光学参数，以及与光镜的光学参数的比较见表 5－2。

表 5－2　各类电镜的光学参数

<table>
<tr><th colspan="3" rowspan="2">仪器类型</th><th rowspan="2">放大率</th><th rowspan="2">分辨率</th><th rowspan="2">视场</th><th colspan="2">景深</th></tr>
<tr><th>光镜</th><th>扫描电镜</th></tr>
<tr><td rowspan="5">光学显微镜</td><td></td><td rowspan="2"></td><td>1×</td><td>0.2mm</td><td>100mm</td><td rowspan="5">0.1mm
↓
1μm</td><td></td></tr>
<tr><td rowspan="5">扫描电镜</td><td>10×</td><td>0.02mm</td><td>10mm</td><td rowspan="6">10mm
↓
1nm</td></tr>
<tr><td rowspan="5">透射电镜</td><td>10^2×</td><td>2μm</td><td>1mm</td></tr>
<tr><td>10^3×</td><td>0.2μm</td><td>0.1mm</td></tr>
<tr><td>10^4×</td><td>20nm</td><td>10μm</td></tr>
<tr><td rowspan="2"></td><td>10^5×</td><td>2nm</td><td>1μm</td><td rowspan="2"></td></tr>
<tr><td></td><td>10^6×</td><td>0.2nm</td><td>0.1μm</td></tr>
</table>

三、电子显微镜的基本结构

电镜主要由电子光学系统、真空系统、供电系统、机械系统和观察显示系统等几部分组成。

（一）电子透镜

电子透镜是电镜的核心部件，也是电子光学系统的基本部件，其工作方式类似于光学显微镜的透镜系统，只不过形成静电场和磁场的是复杂电极和线圈结构而不是光学材料制作的透镜而已。由于光学透镜和电子透镜之间的相似性，在电镜中采用了与光学显微镜中各个透镜相应的名称，仍然称它们是电子透镜。能够使电子束会聚的电子透镜有静电透镜和磁透镜二大类。

1. 静电透镜　静电透镜成像的基本公式与几何光学中的牛顿成像公式相似。静电透镜类型较多，有代表性的是单电位透镜。它由三个或三个以上的单孔膜片或三个等半径圆筒组成。二侧的电位相同，若高于中间的电位可令电子减速，使对通过的电子束的会聚作用增强，相当于焦距较短。二侧电位若低于中间电位则相当于焦距较长。单电位透镜的优点是结构简单、供电方便、性能良好，可用作物镜和投影镜。

2. 磁透镜　电镜中其他部分的透镜大都采用磁透镜。带有或不带有铁壳和极靴的直流线圈或永久磁铁形成均匀的旋转对称磁场便可作为磁透镜使用。电子束受到磁场作用，可从透镜中心轴发出而在其轴上的共轭点会聚。磁场的轴向分量 H_z 决定着磁透镜对电子的折射本领，磁透镜的焦度 D 与 H_Z^2 成正比，因此透镜电流稍有变化，将对焦距 f 产生较大影响。磁透镜对电子束的折射本领还和束流速度有关，速度越高，折射能力越小，磁透镜的焦距就变得越长。这和光学透镜对不同波长的可见光具有不同的折射率因而焦距也不相同十分相似。按照轴上磁场作用区域大小及焦距长短可分为弱磁透镜和强磁透镜。

3. 电子透镜的像差　电子透镜也存在各种像差，这是影响成像质量的主要因素。根据产生像差的原因和成像后失真情况的不同，可以分为球差、衍射差、色差、像散和畸变等。

要想使电子透镜不产生像差，则应满足以下要求：①场分布是严格的轴对称；②符合近轴条件；③电子束中每个电子的初速度相等或差别小到可以忽略不计。在实际设计中，是通过适当缩小口径、提高加速电压、增大电极圆筒或线圈直径及减低放大率来减少球差，通过降低电子的初速度、提高加速电压和稳定电源电压来减少色差的。

4. 电子枪（electron gun）电子枪是电镜的电子发射源，作用是形成电子束并控

制电子束的发射，获得一高亮度和高稳定度的照明电子光源。常用的电子枪由 V 形钨丝或六硼化镧阴极、中心开孔的阳极及控制栅极组成。电子枪的结构及工作原理见图 5－1。

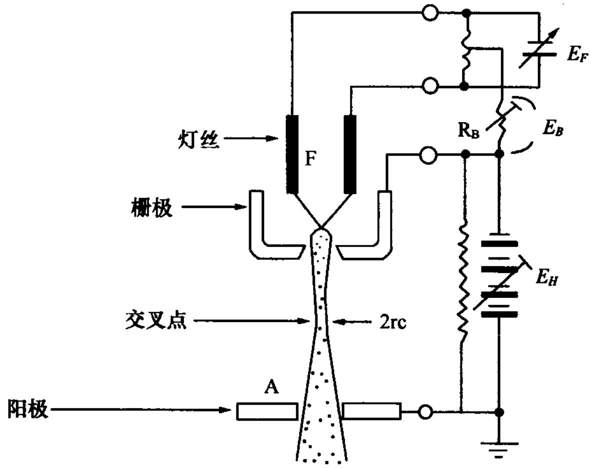


图 5－1　电子枪的结构及工作原理示意图

电子枪的阴极有两种类型，一种是“冷阴极”，它利用气体的电离作用产生电子；另一种是“热阴极”，又称灯丝，通常由直径为 0.08mm～0.18mm 的细钨丝制成“V”字型。当它加热至 2200℃～2500℃时，就发射自由电子形成照明电子束。控制栅极，或称为负偏压栅极，起着调节电子的初速度、控制电子束流大小及形状的重要作用，其工作电位比灯丝负 100V～500V。改变其电位可控制电子束的形状和发射强度。阳极是电子枪的第三电极，接地，维持零伏电位。它和阴极、栅极共同构成一个静电透镜系统，阳极与栅极为互相背向的两个环形圆筒，中间有一小圆孔，均用不锈钢加工制成。

由阴极灯丝发射电子，通过栅极上的小孔，并通过电子枪交叉点，即电镜的实际电子源，形成一射线电子束，经高电压加速后成为高速电子流奔向聚光镜。电子束在电子枪中是逐级加速的。

（二）真空系统

真空系统主要由机械泵、油扩散泵或离子泵、联动控制阀门、真空排气管道、空气过滤器和用于真空度指示的真空测量规等组成。真空系统的自动化程度都很高，而且有可靠的安全保护装置。

电镜是利用高速电子束流来照射样品的，因此只有在高度真空的条件下，才能保证电子束的直线传播和强度的稳定。当真空条件不能保证时，可能会造成样品的污染和电子枪的损坏。电子枪、标本室、镜身和观察显示系统都应处于高真空状态，因此既要求整体真空又要求局部封闭和气密，以备标本和照相板的取放。

（三）电源

电镜的电源要求很高，结构也较复杂。电源的供电系统包括高压电源、真空系统供电电源、透镜电源、辅助电源及安全保护系统的电源等。总电源先通过调压变压器把电网电压的波动系数减小到 $\pm 2\%$ 以下，保持各个分支电源系统电压的基本稳定，再通过一级或二级稳压电路使电镜各部分获得满足要求的供电。透镜电源稳定性要求最高，稳定度必需达到 10^{-6} 数量级以上。真空系统及辅助电源稳定性要求最低，但稳定度也需达到 10^{-6}。整个供电系统要具有安全保护和自动报警功能。现代高性能电镜均已装有微处理机以实现操作自动化。

（四）机械系统

电镜具有庞大而复杂的机械系统，包括电镜座、标本室、磁屏蔽外壳、镜筒、制冷系统及控制工作台等，这些部分都有着相当高的性能。例如，标本室由于所使用的标本既小又薄，为满足观察的需要，必须对标本的运动方式和精确度有特殊要求，特别是精确度，一定要能和电镜的分辨率相适配，否则将使电镜的工作功亏一篑。制冷系统用循环水来冷却电子光学透镜线圈和真空扩散泵，必须要保证稳定的水压，水流的温度稳定在 10～25℃之间，才能保证电镜的正常工作。更为重要的一点是电镜的电子光轴与所处机械系统的中心轴必须高度重合。

（五）观察显示系统

由荧光屏和照相室两部分组成。肉眼只能接收可见光信息，不能直接对电子形成感觉，因此电镜需要光电转换系统把电子所成的像转换成光学影像后供肉眼观察。一般通过显像管的荧光屏观察，加装图像放大器后可得到比较满意的效果。电子感光板是常用的记录手段之一，利用照相机可以在照相室内拍照。在照相室和镜筒之间有一空气隔离装置，以保证更换底片时不致破坏整个镜筒的真空状态。也可与计算机联机对数据进行处理后给出多种形式的图像。

四、电子显微镜的医学应用

电镜技术不仅成了医学领域中诸多形态学科的不可缺少的工具，而且在临床病理分析和研究、临床医学检验诊断等方面都发挥着重要的作用。特别是对病毒学和细胞学的发展起着重要的作用。

（一）在细胞生物学和分子生物学方面的应用

电镜具有很高的分辨率和放大倍数，人们已经能够观察和研究亚细胞的超微结构，例如细胞膜、内质网、细胞骨架、细胞器等的结构，并能把形态结构和生理功能联系起来进行动态研究。大量的组织、细胞和微生物在病理状态下超微结构变异的实验事实，极大地丰富了细胞生物学的内容，促进了基础医学与临床医学的结合。例如，利用冷冻蚀刻方法观察到细胞膜的内、外表面，揭示了许多过去未见到

的生命科学的新现象、新事实。超高压电镜有希望对活标本的生命状态进行直接观察。

电镜技术在染色体、生物大分子的结构观察研究方面具有广泛应用，为分子遗传学、生物遗传工程的发展提供了形态学研究的有力工具。目前，主要应用于蛋白质、核酸、氨基酸系列，以及转录和翻译的基因片段的研究上。

（二）在解剖学中的应用

目前用电镜可观察研究所有的人体组织和器官、可观察到血管的微细结构、可研究微血管在各种组织和器官中空间分布的形态特征、能看到骨组织表面的超微结构、还能看到骨细胞的超微结构和骨基质中钙盐在胶原纤维间的沉积过程。电镜在解剖学中的应用，使得对人体组织结构的认识进入超微结构层次，促进了解剖学的深入发展。电镜不仅为神经纤维的形态学研究同时也为神经生物学的发展贡献力量。

（三）在病毒研究方面的应用

病毒是目前人类认识的最小的生命状态，而电镜是对它们进行直接观察的唯一工具。许多病毒的发现都依赖于电镜的应用。利用电镜技术对病毒形态结构、发展发育以及对靶细胞的作用的研究，为病毒性疾病的病因分析及防治提供了形态学资料。对于不会明显引起细胞发生明显病变的病毒如风疹病毒、鼻病毒等，电镜技术是一种可靠的鉴定、诊断手段。

（四）在临床检验方面的应用

随着超微结构诊断学的研究发展，电镜对血液病、肿瘤、肝胆、消化、泌尿、皮肤等方面的多种疑难病症的临床诊断都可提供有价值的资料。例如，对鳞状细胞癌、免疫性肾病、各种白血病等的辅助诊断。由于各种肾病的超微结构病变各具特点，肾活检标本经电镜观察有助于早期诊断。根据肾小球基底膜的改变，再结合其它超微结构病变可对肾小球疾病进行分类。根据特征可鉴别诊断硬化性肾炎、先天性肾炎和某些免疫性肾病等。临床检验中对一些难以进行组织培养的病毒也可应用电镜技术协助诊断鉴定，例如肝炎病毒、轮状病毒、风疹病毒等。

（五）在超微病理学方面的应用

目前研究较多的方面有：在病毒、致癌物或毒物作用下细胞核及核仁的变化；缺血、缺氧所引起的线粒体、内质网、高尔基复合体等细胞器的病理变化等。借助于电镜还可以观察到化学致癌剂、缺血、缺氧所能造成的内质网扩张、破裂，多聚核糖体出现脱粒而影响蛋白质的合成。利用扫描电镜可以发现疟原虫侵入人体后，能像变形虫一样先附着于红细胞表面，继而进入红细胞内，引起红细胞的变形等病变过程；大肠杆菌经卡那霉素处理后在表面出现象草莓一样的颗粒状隆起等。这些超微病理学或药理学的观察结果都具有一定的临床检验意义。

应该指出的是，电镜在生物医学方面的应用也还存在较大的局限性。例如无法

观察活标本，标本要制成厚度小于 0.1μm 的切片，不易探测三维的立体结构，以及电子束成像条件之一是标本中存在着适量的能散射电子的重原子，而生物组织中主要是 C、H、O、N 等轻原子。这些致命弱点既是电镜在生物学领域应用的不利因素，也是推动显微技术发展的重要因素。

第二节　透射电子显微镜

透射电镜（transmission electron microscope，TEM）是各类电镜中发展最早、应用最广泛的。了解 TEM 是进一步了解其他电镜的基础。

现代 TEM 泛指电压在 20kV ~ 200kV，分辨率在 0.1nm ~ 0.3nm，放大率在 50 ~ 500000 倍的普通 TEM。它适于观察薄样品（厚度 $t < 100nm$）的显微及亚显微形态结构，观察薄晶体样品的衍射衬度像、晶格像和电子衍射像，以及测量微小物体的尺寸。在医学上主要用来观察研究组织、细胞内的亚显微结构，蛋白质、核酸等大分子的形态结构及病毒的形态结构等。利用分析电镜或结合生物样品的制备技术，可在超微结构水平上进行样品元素定性定量的综合分析。

一、透射电镜的工作原理

透射电镜的成像过程和光学显微镜的成像规律有许多相似之处，在电镜的结构部件上也与光学显微镜十分相似，相互间存在相应的部件。但是光子运动的波动性要比光子的粒子性突出得多，因此在利用光子和利用电子照射物体时的作用机制上有着很大的差异。

二、透射电镜的电子光学成像系统

电子光学成像系统是 TEM 的主体，主要包括电子束照射系统、透镜系统及观察记录显示系统等。直立式透射电镜镜体结构如图 5 – 2 所示。

（一）电子照射系统

电子枪是 TEM 的电子发射源，它可以把电子束流恰好调到控制极上孔的中心，直接穿过聚光镜。聚光镜的作用是把电子枪 20μm ~ 50μm 交叉点处光源会聚到下面的样品平面上，通过改变样品平面的照明孔径角 α（指样品上一点接受电子束的张角）来改变照射样品的面积和亮度。

TEM 通常采用两聚光镜系统，第一聚光镜为强聚焦透镜，起主要会聚作用，把电子枪中的交叉点缩小并形成第一级初像。第二聚光镜则把第一级初像再缩小并聚

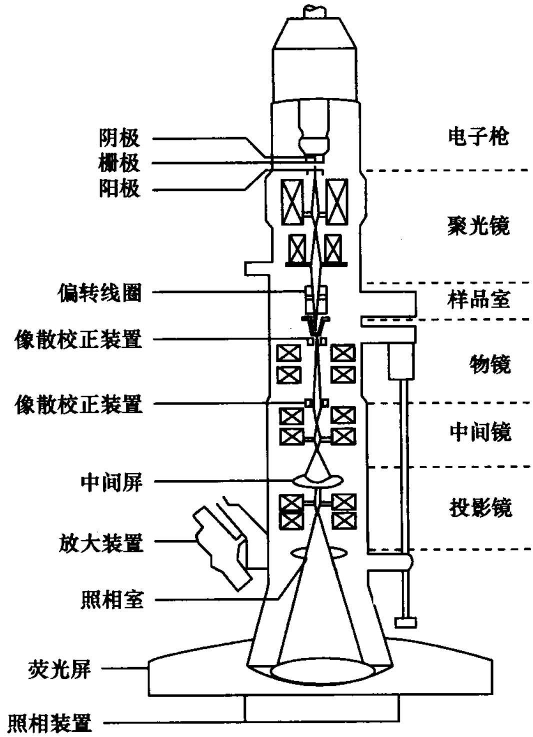


图 5－2　透射电镜镜体结构示意图

焦成几乎与主光轴平行地电子束进入样品室，照射在样品台的样品上。由于样品上方需要较大空间安置样品机构及照明偏转线圈等，第二聚光镜应设计为长焦距的弱磁透镜，对束斑的缩小作用很小，改变第二聚光镜的电流，可方便地改变束斑直径。第一聚光镜的像差可以忽略，第二聚光镜的像差尤其是像散是必须考虑的。它影响到最小束斑的获得并影响照明电子流密度。

（二）电子透镜成像系统

主要包括物镜、中间镜和投影镜等，组成透射电镜的成像系统。

成像系统是 TEM 的核心，其主要作用是在 50～500000 倍或更大范围内改变倍率并兼容电子衍射模式，在各种工作模式下均获得清晰成像。

1. **物镜**　是决定成像分辨率及成像质量的关键部件。它形成样品的第一级放大的像。一般说来，物镜的焦距越短，像差越小、分辨本领越强、放大倍数也越高。物镜的放大率为 100～300 倍。制作材料和加工工艺都要求极高。

物镜配有一个由铂或钼等非磁性金属制成的可动光阑用来控制物镜孔径角的大小。使用光阑可阻挡散射角过大的非近轴电子的入射，提高像的反差及成像质量。光阑的位置在物镜后焦面附近，样品平面在物镜前焦面附近。

2. **中间镜**　是一个放大率分档可调的弱透镜。放大率在 20 倍之内，通过激励

电流大小的调节来改变放大倍数。电镜的总放大率主要是通过改变中间镜的放大倍数来改变的。中间镜起着把物镜的一次成像，经过中间放缩投射到投射镜的物平面上，最后经投射镜放大成终像的作用。当电镜置于低倍观察状态时，物镜通过减小电流使焦距变长，在中间镜的物方形成的是虚像，再由中间镜形成一个缩小的实像，最后经投射成像。电镜工作在高倍率时，物镜焦距缩短在中间镜物平面上形成实像，再由中间镜、投射镜二次放大，最后在荧光屏上形成经三级放大的实像。高性能电镜有 2 ~ 3 个中间镜。

3. 投影镜　是能够最终把电子成像系统所成的放大实像投射到荧光屏、照明暗盒的感光材料或光电信号采集器上的电子透镜。高性能电镜的投影镜的倍率可以有不大的改变。

（三）电镜的观察记录显示系统

主要由投影室（又称观察室）及照相室组成。透射电子显微图在终屏上转化为可见光，电子感光板是常用的记录手段之一。终屏的颜色一般选择人眼较敏感的绿色，其分辨率应与底片的分辨率相匹配。终屏的发光强度正比于它的电子流密度。在电子流密度确定时，终屏产生的光子数正比于入射电子的能量，发光强度将随加速电压的增加而增加。终屏一般有大小两块屏，大屏用于选择视野和聚焦，小屏用于消像散和细聚焦。外面必须配置长距离、大直径物镜的光学放大镜，使终屏的分辨本领与人眼的分辨本领匹配，并提高荧光收集角。

照相室及电子感光板在终屏下方 20cm ~ 30cm 处，记录时终屏抬起，电子束直接轰击底片，使之感光，透射电子像形成在底片上。

第三节　扫描电子显微镜

扫描电镜（scanning electron microscope，SEM）的分辨率一般为 3nm ~ 10nm，放大率为 5 ~ 300000 倍，加速电压为 1kV ~ 30kV，SEM 的景深长、视野大、图象有立体感、样品制备简单、放大率范围广、能够观察较大样品的局部细微结构。在生物医学上，扫描电镜主要用来观察研究组织、细胞表面或断裂面的显微和亚显微结构及较大的颗粒性样品的表面形态结构。

一、扫描电子显微镜的成像原理

SEM 对成像做出贡献的是反射电子和二次电子。这样，就使得 SEM 和 TEM 在成像的原理和结构上有很大的不同。

电子束流投射到样品上时，从每个点发出的二次电子的发射率取决于电子束流

的能流密度、入射角以及样品的原子序数。对于给定的电子束流及材料均一的样品表面，二次发射率主要随入射角 θ 的变化而变化，基本上服从与入射角的余弦成反比的函数关系，因为电子束在表面的投影面随着 θ 角的增大而增大，入射电子与样品原子之间作用的几率和数量也会增大，发出的二次电子数量也随着增大。如果样品的表面凹凸不平，平行入射的电子束由于各处法线方向不同，具有不同的入射角，因而具有不同的二次电子发射率。如果用高亮度，尽可能小的束斑逐点逐行地对表面进行扫描，并用探测器测定二次电子的发射率，经过能量转换和信息处理，在显示器上形成二维像素组成的可视图像，就能反映出样品表面的形貌特征。SEM 成像的分辨率主要取决于扫描束流的粗细，束流斑越小分辨率越高。电子枪的亮度、样品的性质、扫描速度及成像线数也会影响分辨率的高低。一般的扫描电镜的分辨率比透射电镜差，好的扫描电镜具有接近透射电镜的分辨率。

二、扫描电子显微镜的基本结构

SEM 由电子光学系统（亦称镜筒）、信号检测及显示系统、扫描系统、真空系统和电源五部分组成。

（一）电子光学系统

SEM 的镜筒是扫描电子显微镜的主体，主要由电子枪、聚光镜、物镜、偏转系统等所构成。电子束以逐点逐行扫描的方式作用于样品，利用在电子散射过程中产生的二次电子为信号源，经一系列信号处理，在荧光屏上显示样品表面二次电子形貌像。图 5－3 给出的是扫描电镜镜筒的结构。

1. **电子枪**　电子枪产生的是约为几十微米的电子束，在阳极加速电压作用下加速。被加速的电子束经过三个磁透镜逐级聚焦。其结构与 TEM 基本相同，但加速电压较低，一般为 1kV～30kV。SEM 电子枪中交叉点的重要性更突出了，其大小、形状直接影响电子束在样品上的束斑大小。

2. **聚光镜和物镜**　聚光镜和物镜的作用是把来自电子枪 30μm 直径交叉点的电子束流会聚成一个尽可能细而又有一定密度的电子束打在样品上。此时的电子束比 TEM 样品面上要细 3 个数量级（1nm～10nm），称为电子探针（electron probe）。电子束的会聚一般需要 3～4 级磁透镜。从会聚功能上讲，这些透镜都应称为聚光镜，由于末级透镜紧贴样品上方，同时在透镜设计上有些特点，故称其为物镜，以示区别。从某种意义上说末级透镜所形成的束斑形状和尺寸决定 SEM 的分辨率。

SEM 透镜系统中的焦距、消散像、场深、焦深等参量与 TEM 所指不同。二次电子图像的聚焦是靠调物镜电流来实现的。这里的调焦，是使入射束会聚成理想的电子束斑，这样逐点扫描形成的像才是清晰的。物镜消像散相当于 TEM 中第二聚光镜的消像散，消除的是末级透镜对束斑造成的椭圆对称模糊。SEM 样品下面无透镜，透镜系统的焦深就是 SEM 允许成像试样的场深（景深）。即焦深和场深两个术语在

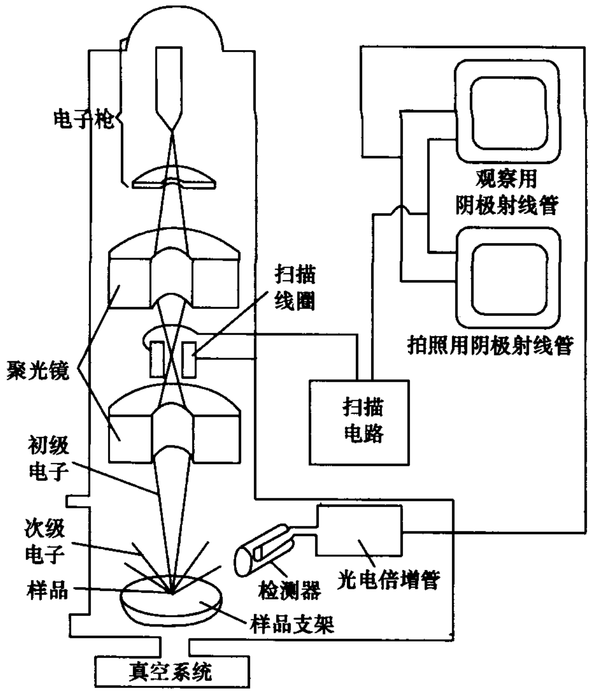


图 5-3　扫描电镜镜筒结构图

这里具有相同的含意。透镜系统的可控制参数有样品平面上的有效探针直径、物镜光阑（末级透镜光阑）直径和工作距离。

（二）信号检测系统

二次电子探测器常用闪烁晶体，可以把二次电子信号转变为光信号，再经过光电倍增管和视频放大器放大后输送到显像管栅极。在闪烁体前有一栅网，置 50V ~ 300V 的正电压，称收集极，收集由样品表面逸出的二次电子。闪烁体是一种涂有荧光材料的塑料片或玻璃片，上面再镀一层几十个纳米厚度的导电铝层，并置 10kV ~ 12kV 的正电压；使收集到的二次电子得到加速，称加速极。铝层允许被加速的二次电子到达荧光层，但又可以吸收掉或拦截其他干扰信号，二次电子使荧光层发出光信号。紧接在后面的光导管是直径约 1cm 的有机玻璃或石英玻璃圆柱，其末端与光电倍增管的光电阴极面贴合。光子经光导管打在光电阴极上产生光电子，再经多级加速和倍增，光电子在末级阳极形成二次电子脉冲信号，进而在电子线路中以视频电压脉冲信号传输，其交流分量为 0μA ~ 12μA。

（三）图像显示和数据处理系统

SEM 把电子探针在样品上逐点逐行扫描所得到的二次电子信号要经检测放大形成电压模拟信号，按时序把有关位置方面的信息反映在荧光屏上，或将检测的模拟

信号转换为数字信号后输入计算机进行处理。带有数据处理系统的 SEM 可用于对电子激发区域内的元素组成成分进行定性和定量分析。带有图像显示的 SEM 一般都配有自动摄影装置。

（四）扫描系统

扫描系统包括电子束偏转器和扫描波（锯齿波）发生器。它的作用是使电子探针在样品上以一定的方式和速度移动，同时控制显像管中的电子束与镜筒中的电子探针严格同步。主要技术参量有：放大率、扫描光栅旋转和畸变。

（五）真空系统和电源部分

SEM 电源系统和真空系统等基本上和概述中介绍过的相似，不再赘述。

三、透射电镜和扫描电镜的比较

在生物医学领域中常用的透射电镜和扫描电镜互有优势，也有不足，在许多方面是可以互相补充的。例如，扫描电镜的分辨率因受扫描探针线度大小限制比透射电镜的分辨率低，而且它不易获得样品内部结构的信息等。表 5－3 给出它们相互间以及与光学显微镜之间的基本性能比较。

表 5－3　　电镜和光学显微镜性能比较

		光学显微镜	扫描电镜	透射电镜
最高分辨本领		10^{-7}m	0.3nm	0.1nm～2nm（晶格） 0.3nm（点）
放大率		1×～2000×	7×～200000×	100×～800000×
图象种类	透射	可以	可以	可以
	背散射	可以	可以	不好
	衍射	可以	可以	可以
	其它	有一些	有很多	有一些
试样制备及特性	方法	一般容易	容易	繁杂，易生假象
	穿透厚度	很厚	中等	薄
	尺寸	小	大	小
	环境	各种各样	通常真空	通常真空
信号处理		只能成像	可做多种方法处理	一般只能成像
操作维护		方便简单	较方便简单	比扫描电镜复杂

第四节　扫描隧道显微镜和原子力显微镜

随着现代科学技术的发展以及材料科学和生命科学飞速发展的需要，人们逐渐把显微镜技术从第一代的光学显微镜，第二代的电镜发展到对原子进行直接观察和操纵的新水平。扫描隧道显微镜（scanning tunnehng microscope，STM）和原子力显微镜（atomicforce microscope，AFM）就是第三代显微镜的杰出代表。世界上第一台根据量子力学中的隧道效应而精巧设计发明的能直接观测到物质表面的单个原子立体形貌的 STM 在 1982 年问世。

一、扫描隧道显微镜的工作原理及基本装置

（一）工作原理

当两块导体之间隔着一层绝缘体时，若在二导体之间加上一个低于击穿电压的电压并不会形成电流。根据量子力学理论，两导体之间存在着势垒阻挡，由于电子具有波粒二象性，有一定的穿越势垒的几率，即存在着隧道电流。当用一个非常细的导电针尖在导电的样品表面作近距离（小于 1nm）的扫描时，若加上 1V 左右的电压，则因样品表面高低起伏与针尖距离发生改变而造成不同的势垒宽度，对应得到变化的隧道电流信号。隧道电流的大小和两极之间的距离呈指数关系变化。

（二）基本装置

STM 是采用的恒流扫描方式，即采用电子反馈线路控制隧道电流使其大小恒定，而用压电陶瓷管控制针尖的表面扫描路线保持间距不变，随着表面高低起伏而上下运动。扫描探针在垂直方向位置的改变轨迹显示在荧光屏上就得到样品表面原子排列图像，经计算机处理后可得到立体图像。STM 的装置结构如图 5－4 所示。探针由铂丝或钨丝制成，针头直径为 10nm。

二、扫描隧道显微镜的性能特点及应用

（一）性能特点

与扫描电镜或其它表面分析技术相比 STM 具有如下特点：

1. **高分辨率**　横向分辨率可达 0.1nm，纵向分辨率达 0.01nm，已达原子量级的分辨率。

2. **实际空间测量**　可直接得到原子尺度的实际空间中表面结构的三维图像。

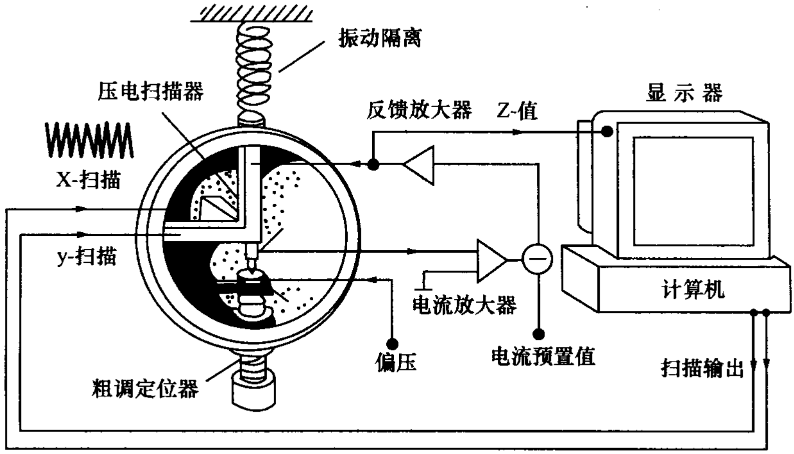


图 5－4　STM 装置结构示意图

3. 适应性强　不需要特别的制样技术，既可在真空中又可在大气中工作。而且对样品无损伤，这对研究生物样品十分有利。例如可用来研究生理状态下的生物大分子或活细胞表面的结构。

4. 可进行单层局部研究。

5. 局限性　只能观测导电表面的结构，不能提供化学成分分析。仪器的操作调试比较困难。

（二）实际应用

STM 已被成功地应用于 DNA、胶原、纤维和蛋白质结构的研究。对人工脂质膜及细胞的天然膜的表面结构的观察也获得成功。例如，发现了巨噬细胞膜表面有凹凸，分别对应膜嵌蛋白和脂分子头部的部位。国内外的一些科学工作者利用 STM 获得 DNA 螺旋结构图像并在超高真空条件下观察到 DNA 双螺旋的碱基配对的出色工作是大家所熟悉的。

STM 不仅是一种显微观察工具，而且可以用于操纵原子，进行纳米加工。IBM 公司用 STM 将 CO 分子排列成 5nm 高的“分子人”。这项技术将会应用于人工合成新分子，包括生物大分子。

三、原子力显微镜的工作原理及基本装置

AFM 是利用原子之间的变化来观察样品表面的原子形貌的新颖思想，克服 STM 不能用于不导电样品表面形貌观测的弊病研制出来的第三代显微镜之一。尽管 AFM 的分辨率及对生物大分子的识别能力都赶不上 STM，但它对细胞成分的观察非常清晰，而且能够用于非导电的样品，从而成为研究生活状态下生物的结构与功能的重

要工具，这对揭示生命的本质，病原微生物侵入途径等重大问题是十分有利的。

（一）工作原理

当扫描探针的原子与被扫描过的材料表面层的原子之间的相互作用力随着针尖与材料表面的原子间距的改变而变化，这种相互作用力能否被探测呢？

原子的质量约为 10^{-25}kg，原子在其平衡位置振动圆频率约在 10^{13}Hz，可以估计出原子移动 1nm 恢复力为 10^{-8}N。那么只要有一个弹性系数为 0.1N/m 的微型悬臂就可以充当原子力的灵敏探测器，问题的解决并不困难。

（二）仪器装置

用 SiO_2 制作成 V 字形微悬臂，悬臂的尖端充当针尖组成力的传感器。微悬臂与振荡电路相联，在 10kHz 的频率发生共振。当针尖的原子与表面之间的原子力发生变化时便牵动微悬臂发生相应的偏移。悬臂偏离是通过激光敏感器加以测量的。类似于 STM，用压电陶瓷管控制微悬臂上的针尖的表面扫描路线，并且采用电子反馈线路控制作用力不变，而测出针尖对应于各扫描点位置在垂直方向上的起伏。将信号经接口与电子计算机相联，可以得到原子级的样品表面形貌图。样品是用平坦的云母片作底载材料的。

四、原子力显微镜在生物医学中的应用

AFM 是检测柔软样品分子结构的有力工具，现在已被用于氨基酸、蛋白质、DNA 的表面立体结构研究和细胞表面的观察。例如已用 AFM 观察了溶液中活细胞的膜的动态行为和肌动蛋白微丝，还观察到培养的动物肾细胞的内吞和外吐病毒的动力学过程。这些无疑是 AFM 在医学研究中的应用前奏。已经有人成功地应用 AFM 得到嗜菌体的结构图像及研究了 DNA 和 RNA 结构。更令人鼓舞的是，随着 DNA 基因芯片（gene chips）技术及人类基因密码的破译，人们将会在基因水平上来进行早期诊断的临床检验工作。那么，具有纳米级显微能力的 AFM 一定会发挥更大的作用。生物物理学家就是应用 AFM 对 DNA 链上任意位点进行原子力切割，并把 DNA 分子拉直来精细测定出基因图谱和对 DNA 进行测序的。

第五节　电子显微镜的维护

为确保电镜正常发挥效能，应该十分重视电镜的日常管理和维护工作使电镜经常处于良好的技术状态。

一、镜筒部分的维护

镜筒中各种残余有机蒸气，与电子束相互作用后会在镜筒内表面和各个零部件上形成污染层，引起放电、电晕和磁场的变化，影响电子束的运行轨迹，使电镜无法正常工作。因此在电镜操作中除了尽可能减少污染源外，还应经常对镜筒内的零件进行清洗，保持其高度洁净。清洗时尽可能不用手直接与零件接触。不要用容易掉纤维的东西去清洗零件，防止纤维和尘埃残留在镜筒内。

二、真空系统的维护

电镜在不工作期间，镜筒仍需经常保持真空，可 1 ~ 3 天抽一次低真空。要经常检查机械泵油量，油位下降要补充新油，否则会造成温升而影响排气速率。机械泵和扩散泵每年都要清洗一次，并换油一次。

三、电器部分的维护

严格按照操作规程开关各种电源。工作时要保持房间内的温度和湿度，如果温度高和湿度大都会影响电器的正常工作，当电镜长期不用时，最好每星期能通电一小时，以减少潮气。

第七篇

生化检验仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　GD－821 型光电比色计

光电比色计是用来测量有色溶液浓度的仪器。由于这种仪器具有结构简单、使用方便、灵敏度较高、价格低廉等特性，故在医学、食品工业、土壤分析、环境保护等各个领域得到广泛应用。在医学生化检验方面，光电比色计可以用来测量血红蛋白、黄疸指数、无机磷、氨基酸、酚、酞键等许多生化指标，为疾病的诊断提供可靠的依据，是各级医院不可缺少的常规仪器之一。

一、光电比色计的基本原理

许多物质具有颜色，有些无颜色的化合物也可以与显色剂作用，生成有色物质。事实证明，当有色溶液的浓度改变时，颜色的深浅也随着改变。浓度越大，颜色越深；浓度越小，颜色越浅。因此，可以通过比较溶液颜色的深浅来确定有色溶液的浓度，对溶液中所含的物质进行定量分析。

1. **光的互补及有色物质的显色原理**　若把某两种颜色的光，按一定的强度比例混合，能够得到白色光的话，则这两种颜色的光就叫互补色。如绿光和紫光为互补色，黄光和蓝光为互补色等等。

各种溶液会呈现出不同的颜色，是因为溶液中有色质点（分子或离子）选择性地吸收某种颜色的光所引起的，溶液所呈现的颜色是它的主要吸收光的互补色。如一束白光通过高锰酸钾溶液时，绿光大部分被选择吸收，其它的光透过溶液，根据互补关系可知，透过光中除紫色处，其它颜色的光两两互补，因此透过光中只剩下紫色光，所以高锰酸钾溶液呈紫色。

2. **朗伯—比尔定律**　溶液颜色的深浅与浓度之间的数量关系可以用吸收定律来描述。它是由朗伯定律和比尔定律相结合而成的，所以又叫做朗伯—比尔定律。

（1）透过光强度 h 与入射光强度 Io 之比为透光度或透光率，用 T 表示：

$$T = \frac{It}{Io}$$

（2）透过光的负对数称为吸光度或光密度或消光度，用 A 表示：

$$A = -1gT = lg\frac{1}{T} = 1g\frac{Io}{It}$$

吸光度越大，表示该物质对光的吸收越强。透光度和吸光度都是用来表示入射光被吸收的程度，它们之间可依据上式相互换算。

（3）朗伯—比尔定律：实验证明，单色光经过有色溶液时，透过溶液的光强度不仅与溶液的浓度有关，而且还与溶液的厚度以及溶液本身对光的吸收性能有关。其规律可用下式表示：

A = KCI。

从上式可以看出，当 K（某溶液的吸收系数）和 L（光程，即溶液的厚度）不变时，吸光度 A 与溶液浓度 C 成正比关系。也可以说，当一束单色入射光经过有色溶液且入射光、吸收系数和溶液厚度不变时，透光率随着溶液浓度而变化的。

上式所示的这种单色光与有色溶液的关系称为朗伯—比尔定律。光电比色计和分光光度计的比色分析方法就是根据这一定律来进行的。朗伯—比尔定律只适用于单色光和低浓度的有色溶液。

3. 光电比色计的基本结构　利用光电池或光电管等光电转换元件作检测器来测量通过有色溶液后透射光的强度，从而求出被测物质含量的方法叫光电比色法。基于此而设计的仪器叫光电比色计。一般的光电比色计由光原、滤光片、比色皿、光电检测器、放大和显示等六部分组成，参见图 1－1。

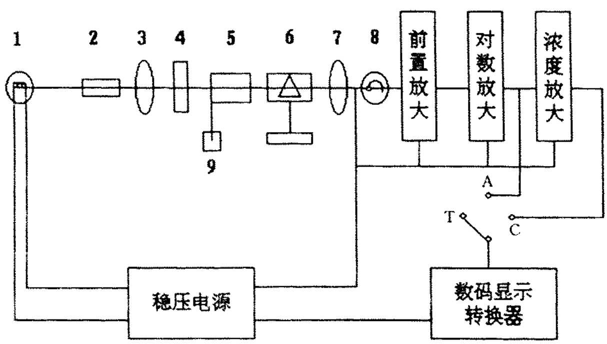


图 1－1　GD－821 型光电比色计工作原理图

1. 钨丝灯泡；2. 滤光片；3. 透镜；4. 截光装置；5. 流动比色皿；6. 光量调节器；7. 透镜；8. 光电管；9. 抽吸泵

二、GD－821 型连续式比色计

GD－821 型连续式比色计是上海医用分析仪器厂生产的目前国内较先进的比色计。它是一种单光路连续比色仪器，利用比较溶液颜色深浅的方法来测量溶液中物质的含量。特别适合普查和大批量的检验分析之用。

（一）工作原理

如图 1－1 所示，从钨丝灯发出的连续辐射光通过滤光片变成单色光，经透镜汇聚在流动比色皿的中心，穿过比色皿的光，再经透镜成象在光电管上，光电管将

光的信号强弱转换成电信号的大小，然后经前置放大、透光度放大、对数放大和浓度调节后，可分别得到透光度 T、吸光度 A 和浓度 C，三者经 A/D 转换后用三位半数码管显示。

（二）常见故障和维修

1. 故障现象 1　数码管显示不亮，光源灯也不亮

检修分析：

（1）电源插头内导线脱落。

（2）电源开关接触不良。

（3）保险丝烧毁或接触不良。

（4）仪器变压器初级损坏。

可根据线路图用万用表逐步判断分析，更换损坏的元器件。

2. 故障现象 2　光源灯不亮而数码管显示亮

检修分析：

（1）光源灯损坏或接触不良，可更换灯泡或改进光源灯的接触。

（2）仪器变压器次级开路，更换变压器。

（3）仪器稳压电源出故障。可按稳压电源线路查故障原因，判断是稳压电源的故障，还是光源灯回路的故障，并根据故障原因更换损坏的元器件。

3. 故障现象 3　数码管显示数字不稳定

检修分析：

（1）仪器附近有强大电磁干扰，或电网中有强大电流的冲击。可将仪器搬离，或接到其它电网网络中使用。

（2）线路中发生接触不良。可检查各插头是否松动，各焊接点是否牢靠。

（3）光源灯发光不稳或接触不良。更换光源灯或旋紧光源灯泡。

（4）稳压电源输出电压不稳。按稳压线路图检查故障原因。

（5）市电电压变化太大，超出 170 ~ 250 伏的变化范围。

（6）流动比色皿中有气泡。重新吸样，排出气泡。

（7）光电管损坏或老化。更换光电管，同时要注意光电管的型号，确保它们具有相同的光谱灵敏度范围。

4. 故障现象 4　T 调不到“000.0”

检修分析：

（1）切光器逆时针旋到底而未切光，或切光不好，应修理切光器。

（2）“截光调零”调节电位器损坏。

（3）第二级放大线路有故障。按放大部分线路图判断并查找损坏元器件。

5. 故障现象 5　T 调不到“100.0”

检修分析：

（1）切光器顺时针旋到最大，光门未全部打开，应修理切光器。

（2）“T—A”光量调节电位器或反馈电阻损坏，或焊点脱焊。更换或重新焊接相应元器件。

（3）第二级放大线路故障。可按放大部分线路图判断、查找损坏元器件并更换之。

（4）空白溶液不纯，内有溶质；或流动比色皿中有气泡。更换空白液，排除气泡。

（5）光电管损坏或光源灯老化。更换光电管或光源灯。

6. 故障现象 6　通电后，烧电源保险丝

检修分析：

（1）电源变压器次级短路，可更换变压器。

（2）仪器内线路有短路，应查找线路短路原因，然后修复。

（3）稳压电源电路有电容击穿。更换电容。

7. 故障现象 7　按下“进样开关”泵不工作

检修分析：

（1）进样开关按钮与内部微动开关衔接不紧密，或微动开关损坏，接线脱焊。更换或焊接相应元器件。

（2）电机损坏或移相电容器损坏，使电机无法启动。更换电机或移相电容器。

8. 故障现象 8　泵转动而不进样，或进样慢；停止进液后，有液体爬行现象。

检修分析：

（1）输液管各接头处不密封。重新连接各接头。

（2）流动比色皿有漏气处。更换流动比色皿。

（3）抽吸泵上压簧弹性不够，压不紧输液管，产生的负压不够。可调节固定块位置或调换压簧。

9. 故障现象 9　测量透光度 T 时正常，测量吸光度 A 和浓度 C 时不正常

检修分析：

（1）对数放大电路或浓度放大电路有问题。可按放大电路图逐步判断并查找，然后再更换损坏的元器件。

（2）浓度调节电位器损坏或接触不良，应更换或重新焊接该电位器。

10. 故障现象 10　数码管有的段（或位）不亮

检修分析：

（1）数码管损坏，更换数码管。

（2）数码管驱动电路故障或连线断开。应按数码驱动电路分析原因，更换修复损坏的元器件。

11. 故障现象 11　光源灯亮，数码管显示乱

检修分析：

（1）光电管老化或损坏，更换光电管。

（2）输入级故障，检查输入级线路，更换损坏元器件。

（3）放大级故障，检查放大线路，更换损坏元器件。

（4）模拟开关或 A/D 转换电路故障，更换损坏元器件。

第二章　DU 型临床生化分析仪

生化分析仪是临床诊断常用的重要仪器之一。它是通过对血液和其他体液的分析来测定各种生化指标，如血红蛋白、胆固醇、肌肝、转氨酶、葡萄糖、无机磷、淀粉酶、白蛋白、总蛋白、钙等；结合其它临床资料进行综合分析，可帮助诊断疾病，对器官功能作出估价，并可鉴别并发因子以及决定今后治疗的基准等。近几十年来，随着科学技术特别是医学科学的发展，各种自动生化分析仪器和试剂均得到很大发展，生化分析由手工操作进入了机械化、自动化阶段。自动生化分析仪器的特点是精度高，可达 0.002A；重复性好，可达 0.001A；功能齐全；可进行吸光度、浓度和酶活力的测定，能使用终点法、动力学法和初速度法进行分析；测试项目多：目前，生化分析仪器一般都编有二十几个测试项目的程序，并且还留有空档，可供用户自编其它项目的程序。另外，自动生化分析仪还有快速、简便、微量等优点，因此自动生化分析仪在实验室和临床检验中均获得了广泛的应用。

一、生化分析仪的分类

生化分析仪的种类较多，可从不同的角度进行分类。

（1）按反应装置的结构可分为连续流动式、分立式和离心式三类。

（2）按自动化程序可分为全自动、半自动和手工型三类。

（3）按同时可测定项目可分为单通道和多通道两类。

（4）按仪器的复杂程度及功能可分为小型、中型和大型三类。小型仪器一般为单通道、半自动及专用分析仪等。中型仪器为单通道（可更换几十个项目）或多通道，常同时可测 2～10 个项目，大型仪器均为多通道仪器，同时可测 10 个以上项目，分析项目可自选和组合，不仅能进行临床生化检验，而且还可进行药物监测及免疫球蛋白的测定。

（5）按规定程序可变与否，可分为程序固定式和程序可变式两类。

二、工作原理

所谓自动生化分析仪就是把生化分析中的取样、加试剂、去干扰物、混合、保温反应、检测、结果计算和显示以及清洗等步骤自动化的仪器，实现自动化的关键

在于采用了微机控制系统。目前，绝大多数生化分析仪都是基于光电比色法的原理进行工作的，其结构可粗略看成是由光电比色计或分光光度计加微机两部分组成。由于整个测试过程是自动完成的，所以除微机外，在采样、进样、反应等过程使用了一些特殊的部件。下面以 DU 临床生化分析仪为例加以介绍。

三、DU 临床生化分析仪

DU 生化分析仪器是南京分析仪器厂引进美国贝克曼仪器公司的新产品。DU 生化分析仪可用于临床诊断，也可用于实验室、研究所做科研项目。该仪器可用扫描方式寻找未知样品的吸收波长；可用手动方式测得未知样品的吸光度值。可用自动方式完成速率法、初速度法、终点法和酶免疫法的测试，得出 53 种参数的测试结果。仪器有开机自我检查和自我校准功能，确保仪器性能和测试精度。仪器面板设有 20 字双行液晶显示，在测试过程提供瞬时资料显示。为节省更换生化项目时的等候时间，仪器能提供快速温度转换（低于 30s），能选择三种温度：25℃、30℃及 37℃，误差小于 ±0.2℃。光源波长范围为 325～900nm，满足所有临床生化项目所需的测试范围。仪器配有 Soft－Pac 和 Memory－Pac 软件程序组件，只要将两个组件块插入仪器相应插口内即可工作，省去了每个项目测试前的参数设置过程。Soft－Pac 包含了全部临床化学测试和 Epsiton 酶免疫测试所必须的软件及仪器自动调整和转换的指令。Memory－Pac 存储测试参数并允许修改。仪器设有自我诊断程序，便于维修。

（一）DU 生化分析仪各部分组成

DU 生化分析仪是由电源板、前置放大板、主控板、温控板、吸样板、打印板、显示及键盘板、单色仪与样品室等部分组成。简单地说，就是由一个稳定光束的分光光度计和微机两大部分组成，见图 2－1

（二）工作环境的要求

（1）为了避免任何可能产生的电击危险和电子干扰信号，本仪器要求始终接地。

（2）温度变化会影响测量结果，因此该仪器应避免放在空调附近或靠近门口及过道处。

（3）由于强磁场对仪器测试有影响，所以仪器要避开大电动机、电疗机和微波机等有磁辐射的机器。

（4）仪器要避开化学腐蚀物品，放在无灰尘处，并且避免置于出现烟雾和蒸汽的区域。

（5）仪器工作的环境温度要求在 18～30℃；湿度≤85%，所以在工作室内最好备有空调和干湿机。

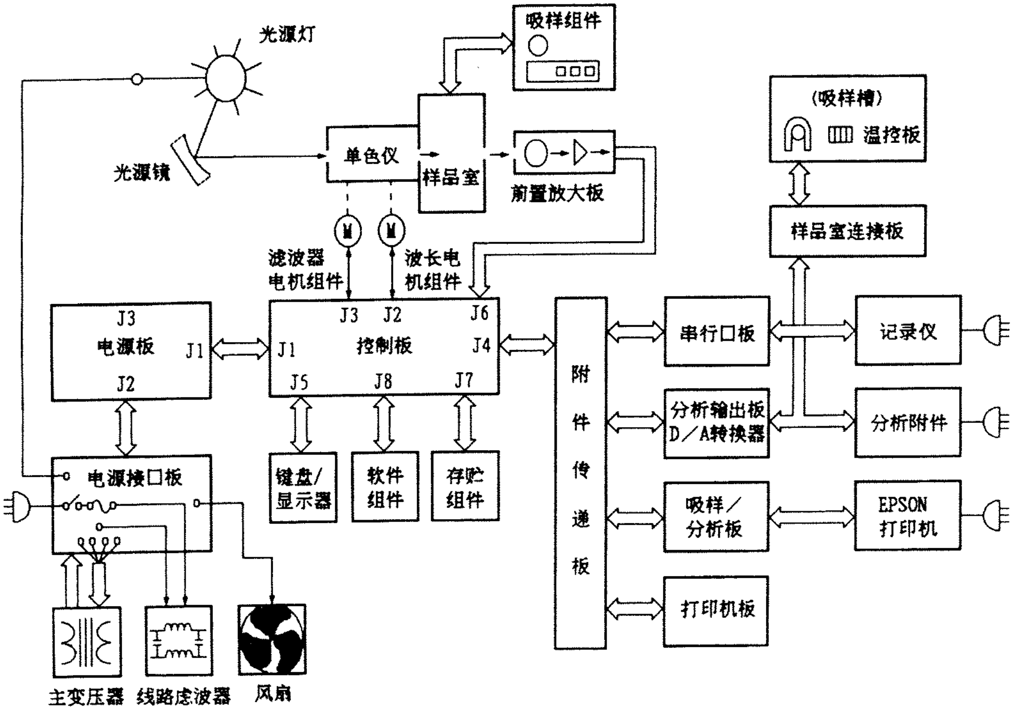


图 2-1　DU 临床生化分析仪系统框图

（三）仪器的安装

仪器在接通电源前，应先检查所有连接插头是否安装好。

（1）仪器底面有两个插头是否接好。

（2）样品室组件下面有两个插头是否插好。

（3）流动池上有一个插头是否插好。

（4）仪器左边有两个插头，一个接底面吸样插头，一个接打印机插头是否插好。

（5）打印机底面有两个防震螺钉应取下。

（四）仪器的维护

1. 流动池维护　此仪器需要用户每天做的事，主要是一定要清洗干净流动池。流动池清洗不干净，会给测试结果带来误差，并且会影响仪器的自检。自检不通过，仪器就不能进行正常的工作。

仪器如长时间未开机，流动池已干，里面灰尘很多，开机后需要吸入去离子水泡上 24h，然后用清洗液进行清洗。

每测试完一个项目，用去离子水或蒸馏水冲洗 1min，然后再用清洗液清洗；清洗液清洗完后，一定要用去离子水或蒸馏水冲洗干净，再做第二个项目。

2. 蠕动泵维护　仪器要求6个月更换1次蠕动泵，用户可根据自己的使用情况，如每天做的项目不多，6个月蠕动泵没出现老化、漏水、粘结现象，也可延长使用，如不到6个月就出现老化、漏水、粘结现象，应提前换下。

3. 光源灯的更换　光源灯的寿命在1~3个月。到时虽还亮，但能量很低，并且信号不稳，也不能用来检测项目，需要更换。

（1）换灯时，取下机壳上的4颗螺钉，左右两边各2个。

（2）打开样品室，松下吸样组件螺钉，再拔下组件下面2个插头和流动池上1个插头，取下吸样组件。

（3）取下主机机壳。

（4）取下装光源灯架的3颗螺钉，把光源灯架取下。

（5）用镜头纸包上光源灯将其拔出，然后再用镜头纸包上新的光源灯插上。注意一定不能直接用手接触灯泡。

（6）然后装上光源灯架，上好3个螺钉。

（7）装上机壳，取样组件，插好插头。

（8）装好机壳左右两边4个螺钉，接通电源进行自检。

（9）自检完毕，按515数字键，再按ENTER键。

（10）打开光源灯，按VIS键，将515输入。

（11）按FLUSH键，清洗流动池。

（12）按CALB键，进行校零。

（13）当显示器显示。吸光度时如下：

λ	READING	LAMP
515	0.000A	VIS
		515.00

（14）松开机壳左上面的螺钉，打开盖子，用套筒循环调3颗螺钉，调到吸光度值越小越好。

（15）如出现负吸光度，可重新按CALB键，校零。

（16）再循环调节3颗螺钉，反复调节多次，直到吸光度值不能再小为止。这样光源灯就算调好，可以进行测试项目。

（五）常见故障及排除办法

仪器一接通电源就开始工作，它要求开关次数越少越好，不用时，只需关上光源灯，不用切断电源。

仪器一接通电源，就进行各主要功能的检查，有一个自我诊断程序，在自我诊断未通过时，仪器是无法进入任何方式的操作。自我诊断程序分4个部分：

RAMTEST（随机存贮器检查）　　PASS（通过）
PROMTEST（程序检查）　　PASS
SYSTEMTEST（整机系统检查）　　PASS
WICALIBRATIONTEST（波长校验检查）　　PASS

如果在自检过程中哪部分出了问题，出什么问题，显示器上都会将出错误的字符显示出来。要排除其故障后，再重新开机。将电源插头拔下，等1min左右再插上电源插头。仪器在进行后面两项自检时，右边有闪烁的“☆”，表示仪器正在进行自检工作。

用户常见的错误字符如下：

1.CALIBRATIONZOFAIL 校零失败

（1）问题主要出在光路上，可能是比色池内不干净，有气泡等挡光物质引起的。首先应清洗比色池，用清洗剂和无水乙醇清洗，然后用去离子水清洗干净，再重新开机。

（2）也可能是光栅位置变动，这时可将底面板的4个螺钉取下，把光栅转到正确位置上（图2－2，图中只有（1）为正确的光栅位置，其余都是不正确的。用手将光栅轻轻转到正确位置上。注意不要把拉线摘掉。

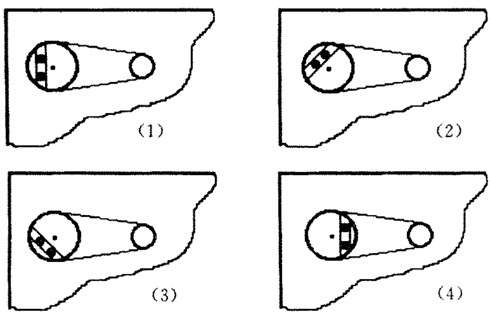


图2－2　调整光栅位置

（3）由于使用条件变差，尤其是南方，潮湿度较大，使单色仪中的反射镜、光栅、滤光片产生霉斑，致使能量减低，造成自检不通过。

解决办法1：将光源灯旁边的反射镜取下，用棉花蘸无水乙醇轻轻地冲洗，或用洗洁剂冲洗，然后再用蒸馏水冲洗干净。在冲洗时一定要注意，不能用有一点硬度的东西（如镜头纸）来进行清洗。洗完后，用干净洗耳球将反射镜上的水气吹干，再装上去。

解决办法2：将仪器机壳打开，取下线路板打开盖板。此时可看见整个光路系统部分，注意在盖板打开后，不能讲话，千万不能让唾液飞溅上去，特别是光栅、反射镜不能用手摸，不能碰，只能将滤光片轮上的滤光片取下用无水乙醇清洗干净，再用蒸馏水冲洗、晒干，装好盖上盖板，装好线路板，盖上机壳，插好所有接

插件，通电自检。

注意，所有的光栅和反射镜都不能用手摸，也不能用镜头纸擦。如上面有灰，只能用干净的洗耳球将灰吹去，如霉斑等异物附在镜片上太多，需要通知厂方，进行全面检查和维修。

2.UNBLOCK BEAM 光被阻挡　FILTER MOTOR FAIL 滤光片马达失效。这些故障原因都是光路出现问题，解决办法同上述。如仍不能排除，可将线路板下面的盖板打开，检查滤光片轮上的螺钉是否松动，紧固即可。

3.SOURCEFAIL 可见光源失效　提示光源灯出现故障，可能是光源灯泡坏了，换一个重新调试一下就行了。也可能是光源灯的电源出了问题，6A 保险丝烧坏，或电源板有器件损坏。6A 保险丝坏换一个即可，元器件坏可找一个同型号元件替换。

4.CLOSE SAMPLE COVER 关上样品室盖　仪器在自检过程中，千万不能将样品室打开，如打开就会出现这种字符。首先关好样品室盖。如样品室盖关好还有这种字符，那就是 ±15V 电源出了问题，应检查电源板。

5. 吸样马达不运行、温控指示灯不亮　等检查仪器底面两个插头是否松动，样品室组件下面两个插头是否插好。如插好了还有问题，应检查电路。

6. 插头已插好，吸样马达还不运行　可检查电源板上 24V 交流电是否有。

7. 温控灯不亮　检查温控板保险丝是否烧断，换上如还不行可检查流动池接线是否断开。温控灯闪烁不停，可检查流动池接头焊线。

第三章　紫外–可见分光光度计

光照射到物质时，一部分光会被物质吸收，光被吸收后，其能量常以热的形式释放出来，这种能量一般觉察不到。可以利用测量物质对某些波长的吸收来了解物质的特性，这就是吸收光谱法的基础。改变入射光波长，并依次记录物质对不同波长光的吸收程度，就得到该物质的吸收光谱（absorption spectrum）。每一种物质都有其特定的吸收光谱，因此可根据物质的吸收光谱来分析物质的结构和含量。紫外–可见分光光度计属于分子吸收光谱仪，分析波长范围一般为200nm～800nm，这是一种历史悠久、应用极为广泛的分析仪器，其灵敏度高、操作简便、准确性好、结构简单、造价相对低廉。随着科学技术（主要是计算机技术和微电子技术）的不断发展，紫外–可见分光光度计的性能有了很大提高，目前，紫外–可见分光光度计在分析化学、药物分析和临床检验领域的应用中占有重要地位。

本章主要介绍紫外–可见分光光度计的原理、组成、结构及主要性能指标及检查方法等。

第一节　基本原理

一、电磁波谱

电磁波按波长顺序排列得电磁波谱，各波谱曲所具有的能量不同。光是一种电磁波，又表现为光子束流。根据波粒二像性的原理，光子的能量大小与光波的频率或波长的关系为

$$E = hv = \frac{hc}{\lambda} \tag{3-1}$$

式中：E 为光子的能量（J 或 eV）；v 为光波的频率（Hz）；h 为普朗克常数（6.626×10^{-34} J·s）；c 为光速（m/s）；A 为光波的波长（m 或 nm）。

由上式可知，不同波长的光具有不同的能量，波长越短，其光子的能量越大。电磁辐射的范围大至可分为下列几个区域，见表 3–1。

表 3－1　　　　　　　　　　　　电磁波谱

区　　域	波长范围（m）	光子能量（ev）	跃迁能级类型
γ 射线	$10^{-2} \sim 10^{-10}$	$1-2\times10^{6} \sim 1-2\times10^{4}$	核能级
X－射线	$10^{-10} \sim 10^{-8}$	$1-2\times10^{4} \sim 1-2\times10^{2}$	内层电子能级
远紫外光	$10^{-8} \sim 2\times10^{-7}$	$125 \sim 6$	
紫外光	$2\times10^{-7} \sim 4\times10^{-7}$	$6 \sim 3.1$	原子及分子的价电子或键电子能级
可见光	$4\times10^{-7} \sim 7.6\times10^{-7}$	$3.1 \sim 1-7$	
红外光	$7.6\times10^{-7} \sim 5\times10^{-5}$	$1-7 \sim 0.02$	分子振动能级
远红外光	$5\times10^{-5} \sim 10^{-3}$	$2\times10^{-2} \sim 4\times10^{-4}$	分子转动能级
微波	$10^{-3} \sim 1$	$4\times10^{-4} \sim 4\times10^{-7}$	
无线电波	$1 \sim 10^{3}$	$4\times10^{-7} \sim 4\times10^{-10}$	电子自旋核自旋

二、物质对光的吸收

物质对光有选择性的吸收，其吸收光谱取决于物质的结构。物质分子内部有三种运动方式，即电子相对于原子核的运动，分子内原子在其平衡位置附近的振动和分子本身绕其中心的转动。因此相对于这三种不同的运动方式，分子具有三种能级，即电子能级、振动能级和转动能级。图 3－1 为能级示意图。

分子光谱：
- 电子光谱：在紫外－可见区，Ee、EV、Er 都改变
- 振动光谱：在红外区，只有 EV 和 Er 改变
- 转动光谱：在远红外区或微波区，只有 Er 改变

注：Ee、EV、Er 分别为电子能级，振动能级和转动能级的能量。

从图 3－1 中可以看出，转动能级的间距最小、振动能级次之、电子能级间距最大。在紫外－可见分光光度计中应用的是 200nm～800nm 波长的紫外光和可见光，其能量范围为 6eV～1.7eV，能引起分子电子能级的跃迁，由于电子能级跃迁所需的能量较高，在其跃迁的同时伴随着振动能级和转动能级的跃迁，同一电子能级跃迁中包含若干振动跃迁的光谱线，其间隔约为 5nm，所以电子能级跃迁时不是产生一条对应波长的光谱线，而是产生一系列间隔约为 5nm 的光谱线。若用高分辨率的分光光度计观察分子的电子光谱应是由若干谱线组成的带状光谱。但在一般的测量中，一般采用液体样品，由于分子的相互作用及各种谱带的展宽效应，实际得到的是一个宽的吸收带。

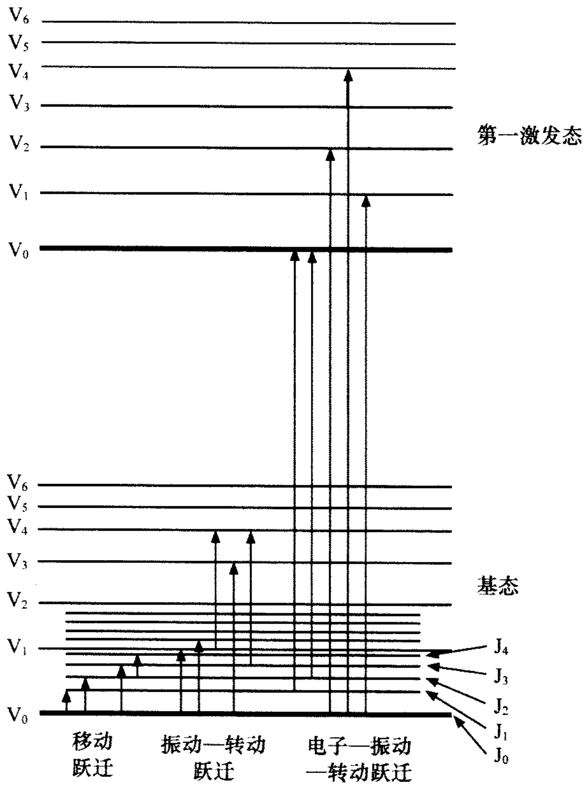


图 3－1　能级示意图

为了适合各光谱区域的分析和操作，分别设计了紫外、可见及红外分光光度计，其中紫外和可见部分常设计在同一仪器中，总称紫外－可见分光光度计（ultra-violet－visiblespectrophotometer）。红外分光光度计主要作为研究物质结构使用。由于远紫外光易被空气中的氧吸收，测定远紫外光谱需要在无氧或真空中进行，实验技术较复杂，在临床检验中极少使用。

三、光的吸收定律

（一）朗伯－比耳（Lamber－Beer）定律

朗伯－比耳定律表达了物质对单色光吸收程度与溶液浓度和液层厚度之间的定量关系；当一束单色光通过溶液后，由于溶液吸收了一部分光能，光的强度就会减弱。设入射光强度为 I_0，当透过浓度为 c、液层厚度为 L 的溶液后，透射光强度为 I，透射光强度与入射光强度的比值称为透光度，也叫透射率，以 T 表示。

实验证明，当液层厚度 L 或溶液浓度 c 按算术级数增加时，透光度 T 按几何级

数减少，数学表达式为：

$$T = \frac{I}{I_0} = 10^{-kbc} \tag{3-2}$$

式中 k 为比例常数。

为方便起见，常用透光度的负对数来表示光被溶液吸收的程度，称为吸光度（absorpitivity），用 A 来表示

$$A = -\lg T = -\lg \frac{I}{I_0} = \lg \frac{I_0}{I} = \lg \frac{1}{T} = kbc \tag{3-3}$$

上式表明当用一束单色光照射吸收溶液时，其吸光度与液层厚度及溶液浓度的乘积成正比。此即朗伯—比耳定律。

朗伯–比耳定律在一定条件下才能成立。其适用条件为：

1. 入射光为单色光。波长范围越大，单色光纯度越低，对朗伯–比耳定律的偏离越大。

2. 溶液中邻近分子的存在并不改变每一给定分子的特性，即分子间互不干扰。当溶液浓度很大时，由于溶液分子的相互干扰，该定律不再成立。

（二）吸光系数

在朗伯–比耳定律中，比例常数 k 称为吸光系数（absorptiveity）。如果溶液浓度以物质的量的浓度表示时，此常数称为摩尔吸光系数（ε）。它表示用稀溶液在一定波长下测得的液层厚度为 1cm 的吸光度值外推至溶液浓度 c 为 1mol/L 时的吸光度值。如果溶液浓度以质量体积比表示时，此常数称为比吸收系数（a），它表示当溶液浓度为 1S/L、液层厚度为 1cm 时在一定波长下测得的吸光度值。摩尔吸光系数 ε 和比吸光系数 a 可相互换算。ε 和 a 与多种因素有关，包括入射光波长、溶液温度、溶剂性质及吸收物质的性质等。如果在上述因素中除吸收物质外其它因素固定不变时，则吸光系数只与吸收物质的性质有关，可作为该物质吸光能力大小的特征数据。

ε 反映了物质对光的吸收能力，也反映了分光光度分析法测定物质的灵敏度，ε 越大，方法的灵敏度越高。

第二节　紫外–可见分光光度计的基本结构和工作原理

分光光度计具有分析精密度高、测量范围广、分析速度快和样品用量少等优点。迄今为止没有一台分光光度计的工作波段可以覆盖整个光谱范围。习惯上将工作波段在 200nm ~ 800nm 的分光光度计称为紫外–可见分光光度计。

紫外–可见分光光度计种类很多，但其基本结构都是由光源、单色器、吸收池、检测器和显示系统 5 个部分组成。

一、光　源

光源（light source）是提供入射光的装置。为获得准确的分析数据，分光光度计对光源的基本要求是在广泛的光谱区域内发射连续光谱；有足够的辐射强度并能提供长时间稳定的辐射强度。为达到上述要求，通常采用对光源稳压供电的方法。

在紫外–可见分光光度计中，常用的光源有热辐射光源（包括钨灯和卤钨灯）和气体放电光源（包括氢灯、氘灯、汞灯等）两类。

（一）钨灯

适用波长范围为 320nm～2500nm 之间，辐射能量随温度的升高而增大。钨灯的辐射强度对灯电压非常敏感，能量输出在可见光区与工作电压的四次方成正比。在使用时应严格控制钨灯的灯电压。

（二）卤钨灯

卤钨灯是在钨丝灯中加入适量的卤素或卤化物而制成，其适用的波长范围与钨灯相同。由于灯内卤素的存在，使钨灯在高温时蒸发出的钨原子与卤素作用生成卤化物，卤化物在灯丝上受热分解为钨原子和卤素，使钨原子重新回到钨丝上，大大减少了钨原子的蒸发，提高灯的使用寿命。

（三）氢灯和氘灯

适用波长范围为 185nm～375nm，是常用于紫外光谱区域的光源。氘灯的灯管内充有氢的同位素氘，其光谱分布与氢灯类似，但发光强度比氢灯高 3～5 倍。氢灯和氘灯采用直流稳压供电，灯管须采用石英玻璃窗。

（四）汞灯

汞灯光谱是离散线光谱，在 254nm～734nm 范围内产生一系列谱线。汞灯一般不作分光光度计的光源，主要用作紫外检测器或荧光分析仪的光源。在分光光度计中可利用汞灯的几根特征谱线来校正分光光度计单色器的波长精度。

二、单 色 器

单色器（monochromator）是将来自光源的复合光分解为单色光并分离出所需波段光束的装置，是分光光度计的关键部件。主要由色散元件、透镜和狭缝系统组成。色散元件的作用是将复合光分解为单色光，有棱镜和光栅两种。透镜和狭缝系统的作用是控制光的方向，调节光的强度和选取所需的单色光。单色器的性能直接影响光射出的纯度，进而影响测定的灵敏度、选择性及校正曲线的线性范围。单色器质量好坏，主要取决于色散元件的质量。

（一）色散元件

1. **棱镜（prism）** 是借助不同波长的光有不同的折射率而使复合光色散的光学元件，通常用玻璃（透射范围 340nm ~ 1000nm）、石英（185nm ~ 3500nm）等制成。玻璃棱镜对紫外线吸收强，故只能用于可见光区，紫外光区必须用石英棱镜色散。无论哪种棱镜其色散都是非线性的，即谱线弯曲，不同波长区域色散效果不同，长波长，色散率小；短波长，色散率高。一束复合光进入棱镜，由于不同波长的光折射率不同：通过棱镜后复合光就按不同的波长分开了。欲得到相同的光谱强度，狭缝宽度要随波长的改变而改变。如图 3 – 2 所示。

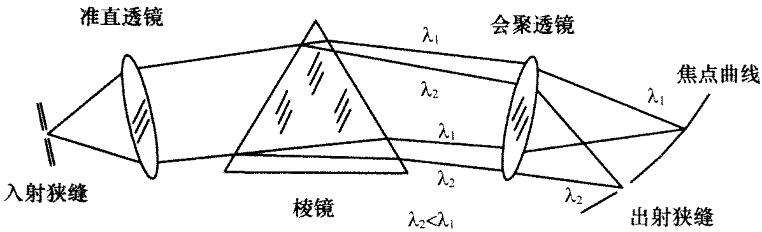


图 3 – 2　棱镜单色器的结构原理示意图

2. **光栅（grating）** 是根据光的衍射和干涉原理，使光发生色散而产生一系列光谱的光学元件，分为透射式和反射式两种，紫外 – 可见分光光度计多采用平面反射光栅。光栅由一系列刻画在高光洁反射或透射面上的沟纹组成，沟纹非常密集，有 600 线/mm、1200 线/mm、2400 线/mm 等多种，可以近似地看成一系列等宽、等间距的狭缝。其横截面如图 3 – 3 所示。在光的照射下，光栅的每条刻线都产生衍射，使光分布在一个较大的角度内，每条刻线所衍射的光又相互干涉产生干涉条纹。当光的入射角和刻线距离一定时，条纹的中心位置只与入射光波长有关。这些按波长排列的干涉条纹就构成了光栅光谱。

光栅的分辨率比棱镜高，作为色散元件比棱镜优越。光栅的可使用波长范围比较宽，而且光栅的色散是近似线性的，光谱是均排光谱。用光栅作为色散元件时，仪器的狭缝宽度就不随波长的变化而变化。其主要缺点是有次级光谱干扰分析，受杂散光的影响比棱镜大，故在实际应用中常用滤光片来消除杂散光和次级光谱的干扰。

3. **全息光栅** 全息光栅是采用双激光束干涉和照相技术制得的光栅。这种光栅几乎没有机械刻制光栅造成的刻线间的周期性误差（可低至 0.001nm），因此其杂散光少，分辨率高，实际分辨率可达理论分辨率的 80% ~ 100%。

（二）透镜和狭缝系统

透镜和狭缝系统的作用是控制光的方向，调节光的强度和选取所需单色光。透镜和狭缝系统对单色器性能及所获单色光的纯度和强度有很大影响。对于透镜要求其透

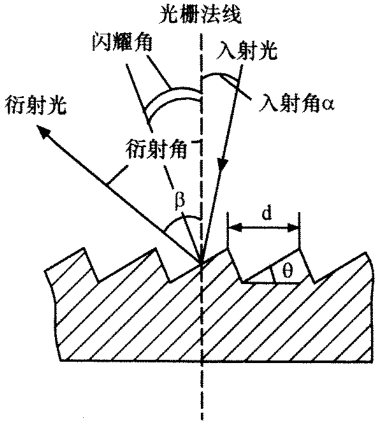


图 3－3　平面反射光栅

光和聚光性能良好，以减少光强度损失。而对于狭缝，由于它是由两片经过精密加工的有锐利边沿的金属片组成，狭缝两边必须保证准确地平行，并处于同一平面上。

狭缝宽度可以调节。狭缝越宽，光强度越大，但单色光纯度会降低。狭缝越窄，单色光纯度越高，但光强度明显下降。因此，狭缝需保持一定的宽度。

三、吸 收 池

吸收池（absorption cell）又称为比色皿或液槽，是用来盛放被测溶液和决定透光液层厚度的器件，可用塑料、玻璃、石英或熔凝石英制成。在可见光范围内，常用五色光学玻璃或塑料制作；在紫外区，需用能透紫外线的石英或熔凝石英制作。吸收池除应具有良好的透光性能外，还应有较强的耐腐蚀性。吸收池光程（两透光面之间的距离）为 0.1cm～10cm，最常用的是 1cm 光程。由于其光程决定液层厚度，同一套吸收池的厚度应严格保持一致，其透光面的透射、反射、折射亦应保持一致，否则，将影响测定的准确度。对新启用的吸收池，应进行校正，使用同一种溶液在所选波长下测定，其透光度相差应在 0.5%之内。指纹、油污及池壁上的沉淀物都会影响吸收池的透光性能，使用前后必须清洗干净。

由吸收定律可知，被测物质的量一定时，被测量的浓度越高，光程越长，得到的吸光度越大。但当测量痕量物质的含量时，光程长需要溶液体积大，浓度高需要体积小，提高吸光度很难实现。为此，可以改进吸收池的几何形状，使每单位光程所占体积尽可能小，即“光程/体积比”尽可能大。例如用微型吸收池和多光路吸收池都可以提高“光程/体积比”。

微型吸收池（microdrill absorption cell）为分光光度计中常用的常规吸收池，形状狭长。其它常用的吸收池 1cm 光程大约需要 3ml－5ml 溶液，即“光程/体积比”约

为 0.25cm/ml。而光程为 4cm 的微型吸收池仅需溶液约 2ml，“光程/体积比”提高了近 10 倍。

多光路吸收池（muhipie - path absorption cell）在吸收池壁上装有反射镜，使光线在溶液中经多次反射后才离开吸收池，大大增加了有效光程，提高了测定的灵敏度。

除上述吸收池外还有流动吸收池，可以测定在吸收池中流动的样品，主要用于生产过程含量控制和柱层析时样品含量的连续测定。

四、检 测 器

在分光光度计检测过程中，需测量光强度的变化，由于光强度的变化不易测量，需将光信号变化转换成电信号的变化进行定量测量。这种把光信号转换为电信号的装置称为光电转换器即检测器。对检测器的要求主要有：①产生的电信号与照射到它上面的光强有恒定的函数关系；②波长响应范围大；③灵敏度高；④响应速度快；⑤产生的电信号易于检测、放大，噪声低。在紫外 - 可见分光光度计中，通常使用光电管或光电倍增管作检测器。

（一）光电管

光电管（phototube）是利用碱金属的外光电效应制成的二级电子管，由封装在真空透明套里的一个半圆柱面形阴极和一个丝状阳极组成。阴极的凹面上有一层对光敏感的碱金属或碱金属氧化物，受光照射可发射光电子。在两端加上电压时，即产生光电流，流经负载电阻（$10^6\Omega \sim 10^9\Omega$）时会产生一定电压降。光越强，产生的光电子越多，电流越强，负载电阻两端的电压降就越大。经放大器放大后将信号输出至指示仪表或记录仪。

常见的光电管有紫敏光电管和红敏光电管两种。光电管的光谱响应特性（所适应的波长范围和灵敏峰波长）取决于阴极上的光电发射材料的种类。紫敏光电管阴极表面涂有锑和铯，适用波长 200nm ~ 625nm，红敏光电管阴极表面涂有银和氧化铯，适用波长 625nm ~ 1000nm。

光电管的质量取决于阴极灵敏度、线性范围、最大、最小可测能量等几个重要技术指标。

（二）光电倍增管

当照射在光电管上的光强度很弱时，光电管产生的电流很小，不易检测，此时可用光电倍增管（photomultiplier），其灵敏度比光电管高得多。光电倍增管是利用外光电效应与多级二次发射体相结合而制成的光电元件，由一个表面涂有光敏材料的阴极和若干个（通常为 9 ~ 13 个）二级电子发射极（打拿极）组成。光子照射阴极时引起一次光电子发射，这些光电子在真空管中被电场加速到下一个打拿级又可打出次级电子，如此反复多次可使每个光电子产生 $10^6 \sim 10^8$ 个电子，实际测量的是最

后一个打拿级与阳极之间的电流。它与入射光强度和光电倍增管的增益成正比。通过改变所加电压，可以在较广的范围内改变增益。光电倍增管的响应时间很短，可检测 $10^{-9}s \sim 10^{-8}s$ 数量级的脉冲信号，它的灵敏度也受暗电流的限制，电极电压较低时，暗电流主要来源于漏电流，电压较高时主要来源于热电流。光电倍增管不能用来测定强光，否则，光阴级和二次发射极容易疲劳，使信号漂移，灵敏度降低，同时光电倍增管可因阳极电流过大而损坏。

在使用光电倍增管中应注意到选择合适的输出阻抗、有性能优良的负高压电源和提供合适的工作环境及选择适当的工作状态。

（三）光电二极管阵列

光电倍增管检测器只能一次检测一个波长的光强度，而光电二极管阵列（photodiodemsy）检测器为多道光检测器，可同时检测多个波长的光强度。它是由一行光敏区和二行读出寄存器构成，光敏区采用半导体材料经集成电路方式，在其上制成很多个微型光二极管。每个光二极管与读出寄存器之间用一个 MOS 开关连接。用光照射时，对应于各部位的光强均使各处的光二极管形成“电子 – 空穴”对，相应地把光学图像转换成了电荷图像，其数量与光强度成正比。光电二极管阵列不怕强光、耐振动、耐冲击、小型、重量轻、耗电少、寿命长、光谱响应范围宽、量子效率高、可靠性高及读出速度快，以光电二极管阵列作为检测器的紫外 – 可见分光光度计不存在时间滞后问题，适合于做化学反应动力学研究。

五、信号显示系统

信号显示系统是把放大的信号以适当的方式显示或记录下来的装置。常用的信号显示装置有直读检流计、电位调节指零装置、自动记录和数字显示装置等。目前，许多精密的紫外 – 可见分光光度计装配有计算机装置，一方面可对分光光度计进行操作控制，另一方面可对检测数据记录、处理。

第三节　影响分光光度法准确性的因素

分光光度计的设计原理是依据光的朗伯 – 比耳定律，导致分光光度计造成对光吸收定律偏差的因素很多。

一、单色性不纯的影响

由于单色器的类型和质量不同，得到的单色光纯度不同，加上使用中狭缝宽度调节不当，都可造成入射光的单色性不纯。因光的吸收定律在单色光的条件下成

立，故各种原因引起的单色光不纯都可使仪器读数不准，造成分光光度计的测量误差。

二、杂散光的影响

杂散光可以由下述两种原因引起，两种杂散光对测量都有很大影响。

1. 仪器中光学、机械零件的反射和散射等原因使所采用的测定波长的光偏离正常光路，在不通过样品的情况下直接照射到单色器。这种杂散光波长与测定波长相同；

2. 由仪器的光学系统设计制作缺陷引起。如不必要的反射面、光束孔径不匹配、光学元件表面的擦痕、光学系统的像差、不均匀色散以及由于机械零部件加工不良、位置错移、仪器内壁防眩黑漆脱落等。

三、吸收池的影响

由于吸收池的质量不好或使用保管不善，吸收池不配套，透光面被污染上油污、指纹、沉淀，吸收池与光路不垂直等原因都可引起测量结果准确性降低。

四、电压、检测器负高压波动的影响

分光光度计中都设计有稳压器以提供稳压电源。如果仪器电源电压波动过大，超过了仪器的稳压范围或稳压器质量不好，都可引起光源电压、检测器负高压波动，造成光源光强波动和检测器噪声增大，使测量准确度降低。

五、其它因素的影响

除上述几项影响准确度的因素外，吸光度读数刻度误差、仪器安装环境（如振动、温度变化)、化学因素（如荧光、溶剂效应等）等也可引起测量准确度的降低。

第四节　紫外－可见分光光度计的类型

紫外－可见分光光度计的型号很多，按其光学系统可分为单波长分光光度计（包括单光束和双光束）和双波长分光光度计。

一、单波长单光束分光光度计

单波长单光束分光光度计是一类结构相对简单，使用、维护比较方便，应用广泛的分光光度计。从设计原理和结构来看，单光束单波长分光光度计具有以下特点：①单光束光路从光源到试样至接收器只有一个光通道，使用中依次对参考样品和待测试样进行测定，然后将二次测定数据进行比较、计算，才能获得最终结果；②仪器只有一个色散元件，工作波长范围较窄；③通常采用直接接收放大显示的简单电子系统，用电表或数字显示；④结构简单、附件少、功能范围小，不能做特殊试样如浑浊样品、不透明样品等的测定；

（一）可见分光光度计

可见分光光度计，无紫外范围。20 世纪 70 年代常用的是 721 型分光光度计，该仪器采用自准式棱镜色散系统，适用波长范围为 360nm ~ 800nm，用钨灯作光源，指针式显示。在 721 型基础上改进的如 722、7230 等型号，光路基本结构与 721 相同，只是将指针式显示方式改为数码显示，也有的型号将棱镜色散系统改为光栅色散系统，增加了波长自动扫描等功能部件，其它无大改变。721 分光光度计的结构如图 3 – 4 所示。

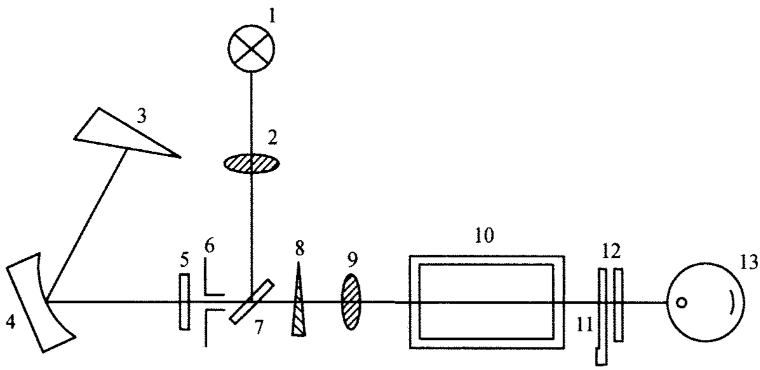


图 3 – 4　721 型分光光度计结构示意图

1. 光源　2. 聚光透镜　3. 色散棱镜　4. 准直镜　5. 保护玻璃　6. 入（出）射狭缝
7. 反射镜　8. 光栏　9. 聚光透镜　10. 吸收池　11. 光门　12. 保护玻璃　13. 光电管或光电倍增管

由光源发出的连续辐射光线，照射到聚光透镜上，会聚后经反射镜转角 90°反射至入射狭缝，由此进入单色器，狭缝处于球面准直镜的焦面上，当入射光线经准直镜反射后就以一束平行光射向色散棱镜（背面镀有铝膜），经过两次色散，再经过球面准直镜反射后，就会聚在出射狭缝上并射入吸收池，没有被溶液吸收的光线照射到光电管或光电倍增管上，发生光电效应而产生光电流，经放大后被显示系统显示。

（二）紫外－可见型分光光度计

751 型分光光度计是 20 世纪 70 年代常见的紫外－可见分光光度计，适用波长范围为 200nm～1000nm。其光学系统如图 3－5 所示。

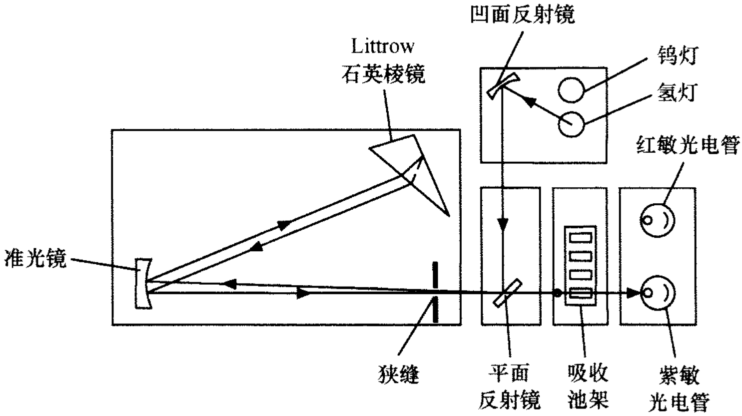


图 3－5　751 型分光光度计光学系统示意图

仪器的光路结构与 721 型分光光度计基本相同。不同的是：它采用钨灯和氢灯（氘灯）两种光源。钨灯光源适用波长范围是 320nm～1000nm，氢灯光源适用的波长范围是 200nm～320nm；色散元件采用石英棱镜并配有两个滤光片（365nm、580nm）可在必要时清除杂光的影响；一般配有石英和玻璃两种吸收池；配有红敏和紫敏两种光电转换器。

近些年来，不少生产厂家将 751 型改进，将原来的电位调零指针式显示改为数码显示，将棱镜色散改为光栅色散系统，加装打印输出部分和浓度换算、波长自动扫描等功能部件。其基本结构仍与 751 型相同。

二、单波长双光束分光光度计

单光束分光光度计虽然结构简单，价格低廉，但其功能简单，光源、检测系统以及放大器的波动对其测量的准确度影响很大，不能用于精密分析。双光束分光光度计是目前国内外使用最多，性能较为完善的一类分光光度计。其原理和结构上有如下特点：①从光源到检测器有试样光路和参考光路两条通路，可同时对测试样品和参考样品进行测定，直接获得试样的测定数据，还可以自动补偿测定时因测试条件的随机变化（如温度变化、电源电压波动、放大器增益变化、仪器扫描、记录系统的间隙变化等）或试样中非测定组分的干扰所引起的影响，比单光束分光光度计使用更方便、准确；②双光束分光光度计一般采用两个光栅或棱镜加光栅的双单色器，能有效地提高分辨率和降低杂散光；③可以自动进行波长扫描、自动记录光谱

曲线，也可以外接计算机，实现自动化运行；④可装备各种附件，光、电、机紧密结合，功能范围宽。双光束分光光度计光路图见图 3－6。

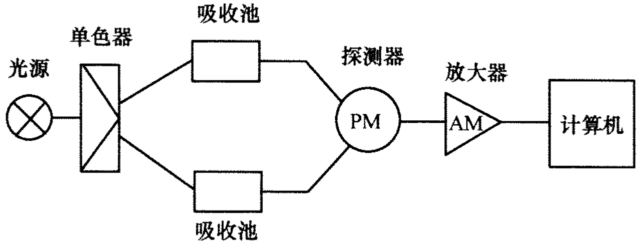


图 3－6　双光束型分光光度计光路图

三、双波长分光光度计

由于单波长分光光度计不能克服由于非特征吸收信号（如试样的浑浊、吸收池与空气界面以及吸收池与溶液界面的折射差别等）影响而带来的误差。ChanceB 首先提出了双波长分光光度法，由于散射光强度是与波长的四次方成正比，所以选择两个毗邻波长同时照射样品，则二者由样品浑浊所引起的散射光可以认为是相等的，因此可以自动扣除散射的影响。并在 1951 年设计出了世界上第一台双波长分光光度计。其光路图如 3－7 所示。

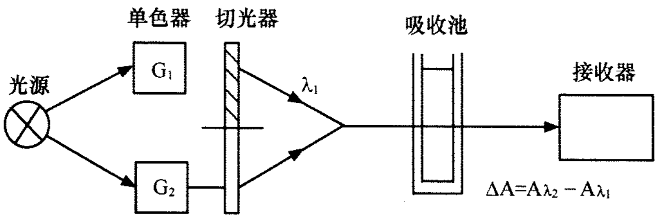


图 3－7　双波长分光光度计光路图

从同一光源发出的光分为两束，分别经两个单色器分光后得到两束不同波长的单色光，经斩光器使两束光以一定频率交替照射同一样品，然后经过检测器显示出两个波长下的吸光度差值。

双波长分光光度计可进行痕量分析、高含量测定、浑浊样品测定、多组分样品测定等。双波长分光光度计还设有工作方式转换机构，能很方便地转变成单波长双光束分光光度

第五节　紫外－可见分光光度计性能指标及评价

紫外－可见分光光度计是利用物质对光的有选择吸收现象，进行物质定性、定量分析的仪器。分析结果的可靠性取决于仪器的性能是否达标。

一、波长准确度和波长重复性

波长准确度也叫波长精度，是指仪器波长指示器上所示波长值与仪器此时实际输出的波长值之间的符合程度。用二者之差来衡量其准确性。

波长重复性是指在对同一个吸收带或发射线进行多次测量时，峰值波长测量结果的一致程度。通常取测量结果的最大值与最小值之差来衡量。

波长误差来源于色散元件传动机构的运动误差、波长度盘的刻划误差、狭缝中心位置偏移和装校误差等。而波长重复性则取决于上述各种机构中间隙的稳定性。波长误差对测量结果有很大影响，可以使定量分析造成误差，定性分析或结构分析判断错误。因此，在仪器安装完毕或使用一段时间后要进行一次检查校正。波长校正应在整个波长范围的不同区域进行，不能只在个别点进行波长校正。近年来厂商生产的高档紫外－可见分光光度计通常都有自检和波长自动校准系统，可按仪器使用说明书规定的方法进行校正。

二、光度准确度

光度准确度是指仪器在吸收峰上读出的透射率或吸光度与已知真实透射率或吸光度之间的偏差。该偏差越小，光度准确度越高。

检定光度准确度，必须有一定的标准品。自从分光光度计问世以来，已经出现了许多测试方法和参考标准，归纳起来主要有标准溶液法和滤光片法。

三、光度线性范围

光度线性范围是指仪器光度测量系统对于照射到接收器上的辐射功率与系统的测定值之间符合线性关系的功率范围。在光度线性范围内仪器的光度准确度最高。在此范围内测得的物质的吸光系数才是一个常数。由于分光光度计测得的数据都是相对于100%和0%而言的相对值，而100%和0%都是自由设定的。因此，如果分光光度计的光度系统的响应在0%～100%范围内是线性的，就可以认为光度读数是正确的。

光度线性范围可用溶液稀释法检查。配制适当浓度的溶液，按照一定的倍数逐步稀释，分别测定其吸光度，根据测得的吸光度计算吸光系数，以吸光度为横坐标，相应的吸光系数为纵坐标绘制吸光系数—吸光度曲线，曲线的平坦区域即为仪器的线性范围。

四、分 辨 率

分光光度计的分辨率是指仪器对于紧密相邻的峰可分辨的最小波长间隔，是衡量分光光度计性能的重要指标之一。它是分光光度计质量的综合反映。单色器输出的单色光的光谱纯度、强度以及检测器的光谱灵敏度等是影响仪器分辨率的主要因素。

五、光谱带宽

光谱带宽（spectralbandwidth）是指从单色器射出的单色光（实际上是一条光谱带）最大强度的 1/2 处的谱带宽度。它与狭缝宽度、分光元件、准直镜的焦距有关，可以认为是单色器的线色散率的倒数与狭缝宽度的乘积。

光谱带宽可以用测量钠灯的发射谱线如钠双线（589.0nm、589.6nm）的宽度的方法来测量。由于元素灯谱线本身的宽度大大小于单色器的宽度，故测得的光谱带宽可以认为就是单色器的光谱带宽。

六、杂 散 光

杂散光是测量过程中的主要误差来源，会严重影响测量准确度。杂散光的测定一般用截止滤光器，截止滤光器对边缘波长或某一波长的光可全部吸收，而对其它波长的光却有很高的透光率，因此测定某种截止滤光器在边缘波长或某一波长的透光率，即表示杂散光的强度。

七、基线稳定度

基线稳定度是指在不放置样品的情况下，扫描 100%T 或 0%T 时读数偏离的程度，是仪器噪声水平的综合反映。一般取最大的峰缝之间的值作为绝对噪声水平。如果基线稳定度差，光度准确度就低。

八、基线平直度

基线平直度是指在不放置样品的情况下，扫描 100%T 或 0%T 时基线倾斜或弯曲的程度，是仪器的重要性能指标之一。在高吸收时，0%线的平直度对读数的影响大，在低吸收时，100%线的平直度对读数的影响大。光学系统的失调、两个光束不平衡、仪器振动等都影响基线平直度。基线平直度不好，使样品吸收光谱中各吸收峰间的比值发生变化，给定性分析造成困难。

表 3－2　　　几种紫外－可见分光光度计性能指标一览表

性能指标	仪器型号					
	Lambdal8 PE	8450 HP	TU－1221 普析通	UV－2501 岛津	UV－3000 日立	UV－500UNI CAM
波长范围（nm）	185～900	190～1100	190～900	190～900	190～900	190～900
波长准确度（nm）	±0.2	±0.5	±0.3	±0.3	±0.3	±0.3
光谱带宽（nm）	0.1～0.5	—	0.15～5.0	0.1～5.0	0.1～6.0	0.2～4.0
分辨率（nm）	—	—	0.15	0.10	0.15	—
杂散光（T）	0.0001%	0.05%	0.05%	0.003%	0.0015%	0.001%
光度准确度（A）	±0.003	±0.005	±0.002	±0.002	±0.002	±0.001
基线平直度（A）	0.001	0.001	0.002	0.001	0.001	0.001
基线稳定度（A）	0.0002/h	0.002/h	0.0004/h	0.0004/h	0.004/h	0.0002/h

第六节　紫外－可见分光光度计常见故障及排除方法

分光光度计是由光、机、电等几部分组成的精密仪器，为保证仪器测定的数据正确可靠，不仅应注意正确安装调试，按操作规程使用、保养等，作为实验室工作者，还应了解并能排除仪器的常见故障。

紫外－可见分光光度计常见故障和排除方法简要列表叙述如表 3－3 所示。

表 3-3　　常见故障现象及排除方法

故障现象	故障原因及排除方法
接通电源后，指示灯不亮，仪器不工作	1. 电源线接触不良；接好电源线。 2. 保险管坏；检查保险管，换新的。 3. 电路故障；整机检查，并与厂方联系。
不能调零（即 0%T）	1. 光门不能完全关闭；检修光门盖。 2. 微电流放大器损坏；放大器输入端在没有外界信号，正反相都应接近于 0，对称性较好，属正常。如一端远远超出另一端不平衡，放大器坏，更换放大器。
不能置 100%T	1. 光能量不够；变换灵敏度开关，满足此条件，无反应，检查样品室内有否光亮，如偏离光电管接收光窗，能量微弱，检查灯源室及单色器，调整光源，使仪器正常工作。 2. 光源（钨灯、氘灯）损坏；更换新的。 3. 比色器架没落位；检查比色器架子，摆正位置。 4. 光门未完全打开，或单色光偏离；检修光门使单色光完全进入接收器。
测光精度不准	1. 由于仪器受振动等原因使波长位移；采用干涉滤光片或其它方法进行波长校正。 2. 比色器受污染；使比色器保持清洁。 3. 样品混浊，配制溶液不准确；应仔细操作每个步骤。
噪声指标异常	1. 预热时间不够；需预热 20 分钟。 2. 光源老化；更换光源。 3. 环境振动过大，空气流速过大；调换仪器运行环境。 4. 样品室不正；对正样品室。 5. 电压低，强磁场；加稳压器，消除干扰。
其它	1. 程序错误；正确操作，关闭其它无关程序，检查计算机是否有病毒。 2. 不明故障原因；与厂家联系，说明故障现象。

第四章　质 谱 仪

随着人类第一张基因序列草图的完成和发展，生命科学的研究也将进入一个崭新的后基因组学，即蛋白质组学时代。正如基因草图的提前绘制得益于大规模全自动毛细管测序技术一样，后基因组研究也将会借助于现代生物质谱技术等得到迅猛发展。

本章主要介绍质谱仪的基本原理、性能指标、基本结构以及在医学领域研究中的应用。

第一节　质谱仪的基本原理及性能指标

质谱仪器按记录方式分为两大类。一类在焦平面上同时记录所有的离子，这种称为质谱仪（massspectrograph），另一类顺次记录各种质荷比（m/z）离子的强度，这种仪器称为质谱计（massspectrometer），这里所讲的质谱仪是指质谱计。

一、基本原理

质谱仪离子源中的样品，在极高的真空状态下，采用高能电子束轰击分子（M），使之成为分子离子（M^+），然后将解离的阳离子加速导入质量分析器中，利用离子在电场或磁场中运动的性质，将离子按质荷比的大小顺序进行收集和记录，得到质谱图。图 4－1 表示分子的破碎过程。

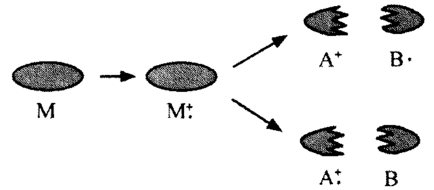


图 4－1　分子的破碎过程

图中“·”表示未配对的孤单电子，“＋”表示正离子。分子离子进一步发生键

的断裂，而产生许多碎片。碎片叫以是失去游离基后的正离子 A^+，也可以是失去中性分子后的游离基型正离子 $A.^+$。

质谱仪的工作原理是使样品在离子源中发生电离，生成不同质荷比的带电原子、分子或分子碎片，经加速电场、磁场的作用，进入质量分析器，将它们按空间位置、时间先后或者轨道稳定与否实现质荷比分离，并检测强度后进行物质分析。形成质谱图，从而确定其质量。

二、质谱仪的性能指标

衡量质谱仪性能的两个主要指标是分辨率和灵敏度。

（一）分辨率

表示区别邻近的两个质谱峰的能力，当强度相接近的两个相邻的离子峰间形成的峰谷的高度 h 为两个峰平均峰高 H 的 10%以下时，可认为两峰已经分开。如图 4－2 所示。M 表示分开两峰中任何一峰的质量数，$\triangle M$ 表示分开两峰的质量差，分辨率的定义为 $R = M/\triangle M$。分辨率在 10000 以上的质谱仪器为高分辨质谱仪，低于 10000 者（一般在 2000 左右）为低分辨率质谱仪。

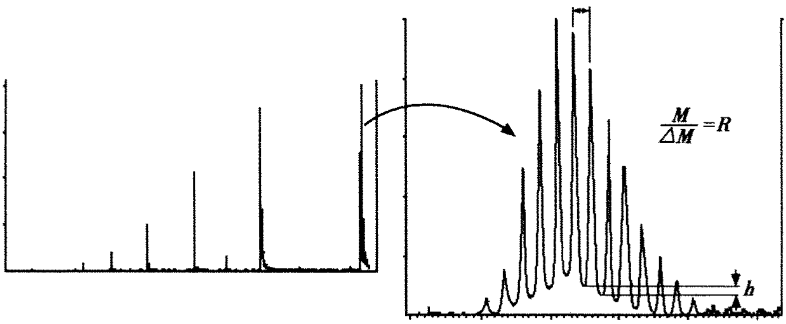


图 4－2　质谱图的分辨率示意图

（二）灵敏度

高分辨质谱仪测出的分子质量可精确到 $1.0\times10^{-4}\sim1.0\times10^{-6}$，因此能将质量有极微小差别的离子区分开来，推测出离子的元素组成。例如，在低分辨质谱仪中只能测得 CO、N_2、CH_2N 和 C_2H_4 的 m/e 都是 28，不能确定该 m/e 的值是何种粒子的。但在高分辨质谱仪中，这几种粒子的 m/e 的值分别为：CO = 27.994、N_2 = 28.006、CH_2N = 28.0187、C_2H_4 = 28.0312。若高分辨质谱仪测得某种粒子的 m/e 值为 28.0188，便可断定这是由 CH_2N 的元素组成的粒子。

第二节　质谱仪的基本结构和分类

一、质谱仪的基本结构

质谱仪主要由进样系统、离子源、质量分析器、离子检测器及真空系统组成，如图 4－3 所示。

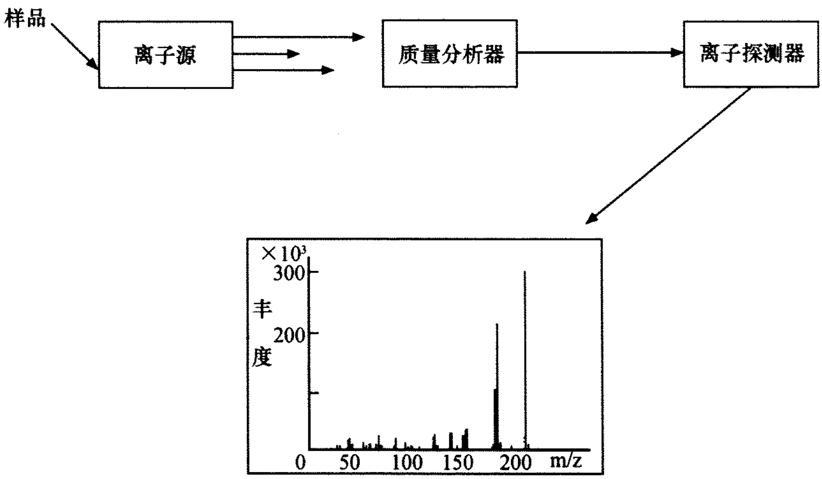


图 4－3　质谱仪的基本结构及工作原理示意图

（一）进样系统

质谱仪的样品在几 μg、高真空（10^{-3} Pa ~ 10^{-4} Pa）条件下进样。进样方式分为加热进样和直接进样两种。

加热进样方式可以把高沸点的液体或固体送入质谱仪。它是用一根探针杆通过真空封闭结构将样品插入离子源内，提高样品的温度，使之变成蒸气，完成进样。

直接进样方式对于不同的样品，需采用不同的进样方式。

近年来，在色谱质谱联用技术方面，气相色谱仪也是一种很有效的进样部件，经色谱柱分离的组分流过连接到真空系统的分子分离器，进入离子源。

（二）离子源

离子源是质谱仪中最重要的组成部件之一。它的作用是使气化样品中的原子、分子电离成离子，经高电压加速后，进入质量分析器。离子源的性能对质谱仪的灵敏度和分辨本领有很大关系。常见离子源的种类见表 4－1。

表 4－1　常见离子源的种类

种　类	特　点
电子轰击源	离子流产额高，碎片离子多，稳定性好，应用最广，但 M 峰太弱，多用于有机物
化学电离源	图谱简单，可灵活地选取择反应气体，选择性和灵敏度高，M 峰很强，用于有机物或无机物
场电离和场解吸源	图谱简单，M 峰很强，灵敏度低，多用于难挥发的、热不稳定的有机物
快原子轰击电离源	离子流产额稳定，适用于检测高分子物质，更适于热不稳定的有机物
火花电离源	电离效率高，灵敏度高，多用于无挥发性无机样品或有机物质中痕量元素，但能量分散较大，需要双聚焦分析器，性能不稳定

（三）质量分析器

质量分析器是质谱仪的重要组成部分，其作用是将离子室产生的离子，在电磁场的作用下，按照质荷比的大小分离开来。常用的质量分析器有单聚焦分析器、双聚焦分析器、飞行时间分析器和四极质量分析器。习惯上也就是根据所使用的分析器的类型来划分质谱仪。

1. **单聚焦分析器**　单聚焦分析器是在磁场作用下，使离子沿着不同的曲率半径轨道运行而被分离开来，适用于离子能量分散较小的电子轰击源和化学电离源。它的特点是磁铁小，离子源和收集器可移出磁铁外，但分辨能力较低。以单聚焦分析器为质量分析器的质谱仪如图 4－4 所示。

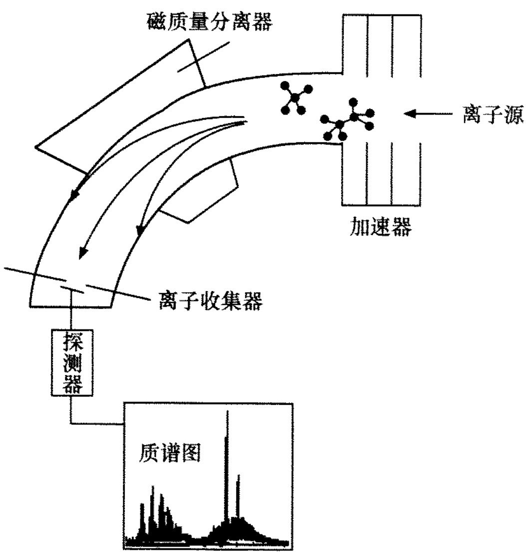


图 4－4　单聚焦质谱仪示意图

2. 双聚焦分析器　双聚焦质量分析器采用了一个静电质量分析器和一个磁质量分析器。由静电质量分析器实现能量选择，按能量不同分离离子；由磁质量分析器实现质量选择，按离子的不同质量分离离子。双聚焦质谱仪同时实现了方向和能量的聚焦。分辨能力较高，能准确测定相对分子质量。

3. 飞行时间分析器　飞行时间质谱仪的核心部分是一个离子漂移管（drift tube）。进行质量分析的原理是用一脉冲将离子源中的离子瞬间引出，经加束电压加速，它们具有相同的动能进入漂移管，质荷比最小的离子具有最快的速度因而首先到达离子探测器，质荷比最大的离子则最后到达离子探测器。

通过电场的末速度为 $v = \sqrt{2zeV/m}$。飞出电场后行经同一距离（漂移管的长度）L 到达离子探测器的时间 t 也不同，从而将离子按质荷比的大小进行分离，轻离子比重离子先到达，实现了按时间对质量的分离。质荷比与飞行时间 t 之间的关系由式（4－1）给出。

$$m/e = 2zV^2 t/L^2 \tag{4-1}$$

飞行时间分析器的工作简单，无需磁场，分析速度快。大约 $10\mu s \sim 100\mu s$ 便可得到一张谱图，并可直接与气相色谱仪联接，但分辨率较低。

4. 四极质量分析器是用四个电极分离不同质荷比的离子，由四根平行的棒状电极组成。对角电极相连构成两组，两组电极间加以直流电压 U_1 及射频电压 U_2，使一组电极的相位和另一组电极的相位相差 180^0，即相位相反。当恒速的离子流通过四极中间时，带正电荷的离子振荡于四极之间。在某一特定的射频电压和直流电压时，只允许某一种质荷比的离子顺利地通过四极电场，其它离子由于不能稳定于四极电场内而被滤掉。在恒定的 U_2/U_1 比值下，将电压由低到高连续变化就可进行质荷比扫描而产生质谱图。

四极质谱仪的特点结构简单、体积小、重量轻、价格便宜、清洗方便、损伤容易；仅用电场而不用磁场，无磁滞现象，扫描速度快。这使得它适合于与色谱联机，特别是与毛细管气相色谱联机。也适合于跟踪快速化学反应等；操作时的真空度相对较低，因而特别适合同液相色谱联机。

四极质谱仪的局限性分辨率不够高；对较高质量离子有质量歧视效应。

（四）离子探测器

经过质量分析器分离后的离子，到达接收、探测系统进行检测，即可得到质谱图。对离子的接收和检测一般有以下几种方法。

1. 直接电测法　此法中离子直接被金属电极接收。收集器经过 $10^{11}\Omega \sim 10^{12}\Omega$ 的电阻接地，流经该电阻的电流强度大约为落在收集器上的离子束的强度。此法因收集器与电流记录系统的电容存在，使检测的时间常数较大，因而不利于快速分析，但其结构简单且线性好。

2. 光学检测法　是利用离子在感光板上的感光来观察质量谱线的位置和强度。

虽然比较麻烦，但它是时间积分装置，能同时记录 36∶1 的质量范围，能检测出用一般电检测法难以检测到的极小量的试样和寿命短的离子。

3. **二次效应电检测法**　由电子倍增管和放大器组合，使质谱仪的检测灵敏度可达到 10^{-19} A。此法的特点是时间常数小，分析速度快，灵敏度高，稳定，能直接接收离子。

4. **离子阱检测法**　离子阱检测器是专用于色质联用的一种检测器。样品自气相色谱仪经熔融石英管加热后流入离子存储器，经电子束轰击使样品电离后，存储所有待做分析的质量范围内的离子。离子阱在该质量范围内扫描，将离子自低质量到高质量顺序从存储器逐个发射出来，用一个普通的电子倍增器检测这些离子。此法的特点是体积小，部件组成简单，无需独立的离子源。离子阱可进行选择性的检测，只对给定的一个或数个有代表性的化合物进行检测，灵敏度较好。

（五）真空系统

在质谱仪中凡是有样品分子和离子存在的区域都必须处于真空状态。否则，残余气体会与飞行中的离子碰撞产生一系列干扰，如散射、离子飞行偏离、质谱图变宽等；而残余空气中的氧还会烧坏离子源的灯丝。但真空度不能过低，过低会使本底增高，甚至会引起分析系统内的电极之间放电。质谱仪的真空度一般保持在 1.0×10^{-4} Pa ~ 1.0×10^{-5} Pa。

二、质谱仪的种类

质谱仪的种类很多，原理上略有差别，常见的质谱仪类型见表 4－2。

表 4－2　　常见质谱仪类型

类　　型	近似质量范围	近似分辨本领
单聚焦质谱仪	1 ~ 1400 2 ~ 700 2 ~ 1500	1500 500 100
双聚焦质谱仪	2 ~ 5000 1 ~ 240	10000 ~ 20000 1000 ~ 2500
飞行时间质谱仪	1 ~ 700 0 ~ 250	150 ~ 250 130
四极质谱仪	2 ~ 100 2 ~ 80	100 20 ~ 50

第三节　生物质谱技术及其应用

最初的质谱仪主要用来测定元素或同位素的原子量，随着离子光学理论的发展，质谱仪不断改进，其应用范围也在不断扩大，到 20 世纪 50 年代后期已广泛地应用于无机化合物和有机化合物的测定。

现在，质谱分析的足迹已遍布各个学科的技术领域，在固体物理、冶金、电子、航天、原子能、地球和宇宙化学、生物化学及生命科学等领域均有着广阔的应用。质谱技术在生命科学领域的应用，更为质谱的发展注入了新的活力，形成了独特的生物质谱技术。

一、生物质谱技术

电喷雾质谱技术和基质辅助激光解吸附质谱技术是诞生于 20 世纪 80 年代末期的两项电离技术。这两项技术的出现使传统的主要用于小分子物质研究的质谱技术发生了革命性的变革。它们具有高灵敏度和高质量检测范围，使得在 pmol（10^{-12}）甚至 fmol（10^{-15}）的水平上准确地分析分子量高达几万到几十万的生物大分子成为可能，从而使质谱技术真正走入了生命科学的研究领域，并得到迅速的发展。以下是与生物医学有关的几项质谱技术。

（一）电喷雾质谱技术

电喷雾质谱技术（electrospray ionizsation mass spectrometry，ESI－MS）是在一根毛细管出口处和质谱仪之间施加一高电压，所产生的高电场使从毛细管流出的液体雾化成细小的带电液滴，随着溶剂蒸发，液滴表面的电荷强度逐渐增大，最后液滴崩解为大量带一个或多个电荷的离子，致使分析物以单电荷或多电荷离子的形式进入气相。电喷雾离子化的特点是可生成高度带电的离子而不发生碎裂，这样可将质荷比降低到各种不同类型的质量分析仪都能检测的程度，通过检测带电状态，可计算离子的真实分子量。同时，解析分子离子的同位素峰也可确定带电数和分子量，因同位素峰间的质荷比差与带电数相对应。尽管 ESI 容许使用少量缓冲液和盐，但这些物质可能与待测物形成加合物，导致产生难以指认的分子量或抑制待测物离子的形成。当样品中不含盐类和缓冲液时检测情况较好。ESI 的一大优势是可方便地与多种分离技术联用，如液－质联用（LC－MS）是将液相色谱与质谱联合而达到检测大分子物质的目的。

（二）基质辅助激光解吸附质谱技术

基质辅助激光解吸附质谱技术（matrix assistedLaser desorption/ionization，MALDl）

是以有紫外吸收的小分子晶体为基质，将待测物与基质分子相结合，可检测带电生物分子的离子。在所采用的激光波长下，基体对激光有较强吸收，而待测物对激光只有弱吸收。当激光打在基体晶体时，聚集的能量加热晶体，快速加热导致基体晶体升华而将非挥发性待测物释放到气相中。基体在待测物离子化过程中还起着质子化或去质子化试剂的作用。基体引进激光解吸技术前，只有低分子量化合物能被完整引入气相；对于高分子量化合物，则无法解决其气化问题。基体的加入使除待测物以外的分子间相互作用减少，降低了解吸能，解决了大分子的气化问题。MALDI可允许使用一般生物缓冲液。MALDI 所产生的质谱图多为单电荷离子，这样质谱图中的离子与混合物中肽和蛋白基本存在对应关系。

MALDI 产生的离子常用飞行时间检测器来检测，理论上讲，只要飞行管的长度足够，TOF 检测器可检测分子的质量数是没有上限的，因此 MALDI – TOF 质谱很适合对蛋白质、多肽、核酸和多糖等生物大分子的研究。

（三）快原子轰击质谱技术

这是一种软电离技术，是用快速惰性原子射击存在于底物中的样品，使样品离子溅出进入分析器，这种软电离技术适于极性强、热不稳定的化合物的分析，特别适用于多肽和蛋白质等的分析研究。

同位素质谱是一种开发和应用比较早的技术，被广泛地应用于各个领域，但它在医学领域的应用只是近几年的事。由于某些病原菌具有分解特定化合物的能力，该化合物又易于用同位素标示，人们就想到用同位素质谱的方法检测其代谢物中同位素的含量以达到检测该病原菌的目的，同时也为同位素质谱在医学领域的应用开辟了一条思路。

二、生物质谱技术的应用

随着质谱技术的不断改进和完善，质谱的应用范围已扩展到生命科学研究的许多领域，特别是质谱在蛋白质、医学检测、药物成分分析及核酸等领域的应用，不仅为生命科学研究提供了新方法，同时也促进了质谱技术的发展。

（一）质谱与蛋白质分析

蛋白质类生物大分子分子量的测定有着十分重要的意义，如对均一蛋白质一级结构的测定，既要测定蛋白质的分子量，又要测定亚基和寡聚体的分子量及水解、酶解碎片的分子量。常规的分子量测定主要有渗透压法、光散射法、超速高心法、凝胶层析及聚丙烯酸胺凝胶电泳等。这些方法存在样品消耗量大，精确度低易受蛋白质的形状影响等缺点。

MALI – MS 技术以其极高的灵敏度、精确度很快地在生物医学领域得到了广泛的应用，特别是在蛋白质分析中的应用，至今已被分析的蛋白质已有数百种之多，

不仅可测定各种亲水性、疏水性及糖蛋白等的分子量，还可直接用来测定蛋白质混合物的分子量，也能被用来测定经酶等降解后的混合物，以确定多肽的氨基酸序列。可以认为这是蛋白质分析领域的一项重大突破。

（二）蛋白质组研究

蛋白质组是指一个基因组、一个细胞或组织所表达的全部蛋白质成分。蛋白质组的研究是从整体水平上研究细胞或有机体内蛋白质的组成及其活动规律，包括细胞内所有蛋白质的分离、蛋白质表达模式的识别、蛋白质的鉴定、蛋白质翻译后修饰的分析及蛋白质组数据库的构建。质谱技术作为蛋白质组研究的三大支撑技术之一，除了用于多肽、蛋白质的质量测定外，还广泛地应用于肽指纹图谱测定以及氨基酸序列测定等。

肽指纹图谱（peptide mass fingerprinting，PMF）测定是对蛋白酶解或降解后所得多肽混合物进行质谱分析的方法，对质谱分析所得肽片与多肽蛋白数据库中蛋白质理论肽片进行比较，从而判别所测蛋白是已知还是未知。由于不同的蛋白质具有不同的氨基酸序列，因而不同蛋白质所得肽片具有指纹特征。

采用肽指纹谱的方法已对酵母、大肠杆菌、人心肌等多种蛋白质组进行了研究。对大肠杆菌经 PVDF 膜转印的蛋白质的研究表明，三个肽片即可达到对蛋白质的正确识别。而采用原位酶解的方法对酵母蛋白质组研究的结果显示，约 90% 的蛋白质被识别，其中三十多种新蛋白质被发现，而这些蛋白质是酵母基因组研究中未能识别的开放阅读框架。研究显示，肽指纹谱的方法比氨基酸组成分析更为可靠，这是因为 MALDI 测定肽质量的准确度为 99.9%，而氨基酸组成分析的准确度仅为 90%。另外 MALDI 可以耐受少量杂质的存在，对于纯度不是很高的样品也能得到理想的结果。

对肽序列的测定往往要通过串联质谱技术才能达到分析目的，它采用不同的质谱技术选择具有特定质荷比的离子，并对其进行碰撞诱导解离，通过推断肽片的断裂，即可导出肽序列。

（三）质谱与核酸研究

现代质谱技术自诞生以来在多肽及蛋白质的研究中获得了极大的成功，于是人们开始偿试将质谱技术用于核酸的研究工作，近年来合成寡核苷酸及其类似物作为反义治疗剂在病毒感染和一些癌症的治疗方面有着良好的前景，寡核苷酸作为药物其结构特征必须进行确证。常规的色谱或电泳技术只能对其浓度和纯度进行分析，而对其碱基组成、序列等结构信息却无能为力。

ESI 和 MALDI 质谱技术的出现为寡核苷酸及其类似物的结构和序列分析提供了强有力的方法，它是将被测寡核苷酸样品先用外切酶从 3’或 5’端进行部分降解，在不同时间内分别取样进行质谱分析，获得寡核苷酸部分降解的分子离子峰信号，通过对相邻两个碎片分子质量进行比较，可以计算出被切割的核苷酸单体分子质

量，将其与四个脱氧苷酸的标准分子量进行对照，就可以读出寡核苷酸的序列。由于 MALDI 技术分辨率的问题，使得其更适合于碱基数较少的短链核酸的分析。

如何获得高分辨率的 DNA 质谱图一时间成了研究的热点问题，由于 DNA 的化学结构存在着不同于蛋白质的结构特征，使得 DNA 样品存在某些特殊性，一是其结构中存在着磷酸基团，有形成钠磷化合离子的趋势；二是在激光解吸离子化过程中它的结构不如蛋白质稳定，易形成碎片，这导致峰宽和分子离子的强度变弱，从而使得分辨率下降。

（四）质谱与临床医学

除了应用于蛋白质和核酸研究以外，质谱还以其灵敏度和高分辨率在临床医学检验中得到了广泛的应用，如对药物代谢产物的动态分析，癌细胞蛋白质的鉴定，同位素标记物的检测等。其中用同位素^{14}C标记的^{14}C－尿素呼吸试验和^{15}N标记的^{15}N－泄试验已成为临床检测胃幽门螺杆菌（HP）的有效手段。

随着生物工程技术的发展，大量的生物工程产品不断出现，传统的测定分子量及纯度的方法已不能担当此重任，现在人们把 MALDI－TOF－MS 应用于此领域，得到了很好的效果。蔡耘等用上述技术对重组的人表皮生长因子（hEGF）、白细胞介素－3（1L－3）、肿瘤坏死因子（TNF）、粒细胞\巨噬细胞集落刺激因子（GM－CSF）、粒细胞集落刺激因子（C－CSF）、碱性成纤维生长因子（bFGF）等六种基因工程产品进行了测定，获得了准确的分子量信息及纯度信息，这为基因工程产品的检测研究开辟了一条新途径。

随着科学技术的进步，质谱也得到了快速的发展，特别是与生物技术的结合，开创了质谱应用的新领域，质谱已成为生命科学研究中非常重要的工具，它的研究成果也将大大丰富人类基因组的研究，并将使人类对生命的本质及其发生发展过程的认识达到一个前所未有的新高度。

第五章　酸 度 计

酸度计是用来测量溶液 pH 值的仪器，故又称为 pH 计，是离子计的一种。它是化学实验室和医学检验室的常用仪器之一。本节首先简单介绍酸度计的原理和结构，然后重点介绍酸度计维护和维修。

一、pH 值测量原理

（一）pH 值

由化学原理得知，一溶液呈现的酸碱性，可以用溶液中的氢离子浓度［H^+］来表示（实际应用所测量的［H^+］一般远小于 1，通常在 10^{-1} ~ 10^{-14} 范围内）：［H^+］ = 10^{-7} 克离子/升，表示中性，$10^{-1} \geqslant$［H^+］$> 10^{-7}$ 为酸性，$10^{-7} >$［H^+］$\geqslant 10^{-14}$ 为碱性。

为于表示简单起见，规定用 pH 作为氢离子浓度符号，pH 值是氢离子浓度［H^+］指数。为了取正值，于是把氢离子浓度的负对数称为 pH 值，即 pH = －lg［H^+］，这样，当 pH＜7 时，溶液呈酸性；pH＞7 时，溶液呈碱性。

（二）测量原理

pH 值的测量是根据原电池原理。由一个能提供稳定的电极电位的参考电极与测量电极组成电池，这种由测量电极、参比电极与被测溶液构成，能产生电能的电池称为原电池。两电极间的电位差称为电池电动势，根据能斯特方程可知电池电动势为：

$$E = E_{参} - E_x = E_{参} - E_0 + 2.30259\frac{RT}{nF}\lg a_x = K + 2.30259\frac{RT}{nF}\lg a_x$$

其中：E 为电池电动势；$K = E_{参} - E_0$，K 通常为一常数；R 为气体常数（$8.314 JK^{-1} mol^{-1}$）；F 为法拉第常数（$96487 c.mol^{-1}$）；n 为离子价数；T 为绝对温度；a_x 为离子活度。由公式可知在一定温度下电池电动势的变化与 ax 为溶液离子活度的对数成正比，既与溶液 pH 值成正比，只要测得电池电动势，便可得到溶液的 pH 值。

二、酸度计电极的结构与性能

(一)参比电极

甘汞电极容易得到稳定的电极电位，制作和使用也很方便，所以是测量 pH 值最常用的参比电极。

1. **甘汞电极结构　如图 5－1 所示。**

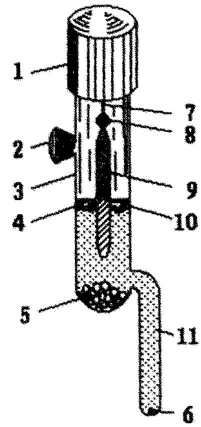


图 5－1　甘汞电极

1. 电极金属帽；2. 橡皮塞；3. 外玻璃管；4. 内小玻璃管；
5. KCl 结晶；6. 塞有石棉丝的毛细孔；7. 铂丝；8. 水银；
9. 水银和甘汞糊状物；10. 棉花；11. KCl 饱和溶液

甘汞电极由水银、甘汞（Hg_2Cl_2）和饱和氯化钾溶液组成。在内部的小玻璃管中，封装一根铂丝，铂丝上端与金属帽相连，下端插入水银中，下置一层水银与甘汞的糊状物，并用棉花塞着小玻璃管的下半段。在外玻璃管中装有饱和氯化钾溶液并有少量氯化钾结晶，以保证溶液处于饱和状态。弯管下端有一泄漏孔，多堵以石棉丝，或是烧结多孔玻璃及多孔陶瓷等材料，以控制氯化钾溶液向外渗漏的速率。在测量时，允许微量的氯化钾溶液通过泄漏孔流入待测溶液中，起所谓的“盐桥”作用，传导电流，消除液接界电势（不同溶液接触的离子扩散造成的）。

2. **甘汞电极电位　甘汞电极为下列形式的串电池：**$Hg, Hg_2Cl_2 \mid$ **氯化物溶液** $\|$ **测试液**

电极反应为：$2Hg + 2Cl^{-} \longleftrightarrow Hg_2Cl_2 + 2e$

由能斯特方程可知得：$E = E_0 - RT/F \times \lg [Cl^{-}]$

可见，甘汞电极的电位只取决于氯离子的活度（这也是甘汞电极与金属电极的

区别，它不是由电极材料离子进行可逆反应的，而是由溶液中的阴离子进行可逆反应的)。因此，在一定温度下，若氯化钾浓度固定，则电极电位也就是一个固定值。故一般都使氯化钾固定作为测量 pH 的参比电极。

甘汞电极随氯化钾溶液不同分为 3 种，即饱和甘汞电极、1M 甘汞电极和 0.1M 甘汞电极。甘汞电极的电位不仅取决于氯化钾的浓度，而且随温度而变化。在精密测量时为减少温度对测量的影响，将电极置于恒温器中。

3. 甘汞电极的特点　甘汞电极只能在 70℃以下使用，温度高于 70℃时，甘汞分解会使电极不稳。为了保证氯化钾溶液顺利向外渗漏（目的是稳定液接界电位，使液接界处不断更新，提高甘汞电极的稳定性)。使用时一定要将甘汞电极上部加溶液的橡皮塞拔出，外渗速度为 5～10min 内不大于一滴。使用过程中，饱和氯化钾溶液不断消耗，必须定期添加。甘汞电极应垂直放置，保证盐桥畅通。通常甘汞电极内阻在 5～10kΩ，且有单向导电性。内阻太大说明渗漏孔部分堵塞，应放入蒸馏水中浸泡溶解后再用。如甘汞和甘汞糊发黑后不宜继续使用。

（二）玻璃电极

pH 测量电极有多种，如玻璃电极、锑电极、氢电极、醌氢电皿等，但应用最多的是玻璃电极。

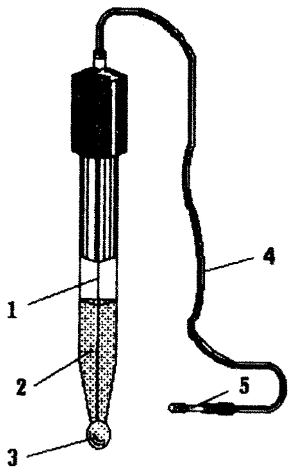


图 5－2　电极构造

1 涂有 AgCI 的银丝；2.0.1M 的 HCl 溶液；
3. 玻璃球泡；4. 金属隔离线；5. 电极插头

1. 玻璃电极的构造　玻璃电极（221 型）的结构如图 5－2 所示。在一支较厚的玻璃管下端，是一个用特殊成分制成的玻璃球泡。球泡的下半部是对 pH 敏感的玻璃膜，其厚度在 0.05～1.5mm 之间。球泡直径约为 1cm。玻璃管中盛有一种已知 pH 值的缓冲液，再用一个电极电位已知的参比电极（涂有 AgCI 的银丝）作为引出线

（内参比电极）。为消除静电干扰，在外玻璃管内壁装有静电隔离罩（电极导线与屏蔽线间绝缘电阻应大于玻璃膜电阻 1000 倍以上）。

2. 测量原理　当玻璃电极和另一参比电极（如甘汞电极）一同浸入被测溶液时，所组成的电池如下：

内参比电极|内部溶液|玻璃膜|被测液||盐桥电极|外参比电极

— $E_{内参}$ $E_{内玻}$ $E_{外玻}$ $E_{扩散}$ $E_{外参}$ +

由前可知，原电池电势为：$E = K - 2.30259\frac{RT}{F}pH$

E 为各电极电位之和；K 一般为常数，它与电极结构和测试条件有关，所以 K 随各支电极和测量条件而异，在实际测量时应用已知 pH 值的标准溶液（也称标准缓冲液）校准，在保持相同的测量条件下，消除 K 值，再来测定待测液的 pH 值。最后可得：

$$\triangle E（mV）= -2.30259\frac{RT}{F}\triangle pH$$

代入 R、F 并用摄氏温度 T 来表示温度则得：

$$\triangle E（mV）= -58.16\frac{(273+t)}{293}\triangle pH$$

由上式可知，在不同温度下，pH 每变化一个单位引起的电位变化是不同的，为适应各种不同温度下 pH 的测量，在仪器中必须装有温度补偿装置。通常我们把 $K = \triangle E/\triangle pH$ 称为转换系数。

3. 玻璃电极的特点

（1）不对称电位：若用相同浓度的溶液，置于玻璃膜的两边，膜电位应该为零。但实际总是存在几到几十毫伏的电势差，我们把这个电势差称为不对称电位。因此，在酸度计里都装有“定位器”（加一个反向电压），以消除不对称电位对测量的影响。

（2）氢功能及其酸碱误差：pH 电极的氢功能是指当玻璃电极表面与溶液接触时，两相间的相间电势符合能斯特方程的程度。由能斯特方程式 $E = A - 2.30259RT/F \times \log[H^+]$ 知，一支氢功能优良的电极在一定温度时测得的是氢离子的指数的线性函数，其斜率为 2.30259RT/F。实测斜率（称电极的功能系数）与标准氢电极测得的 pH—mV 曲线有偏差，尤其是在 pH 低端（强酸溶液）和 pH 高端（强碱溶液）偏差很大。为此能测强酸、强碱溶液的高精密酸度计中要加线性校正功能。

（3）玻璃电极的内阻：玻璃电极的内阻主要是玻璃膜的内阻，普通的玻璃为绝缘体，但作为电极的玻璃膜中，由于添加了碱金属氧化物，并受到水化作用形成水化层，膜厚度小，所以仍有一定导电能力。不过电阻仍较高，一般在几十兆欧到千兆欧之间。内阻的大小与玻璃成分、球泡厚度及温度有关。与温度的关系是温度升高，内阻减小。同时，内阻随使用时间的增加而增大。

（4）零电势 pH 值：当玻璃电极与甘汞电极组成 pH 测量电池时，在玻璃电极的使用范围内，电池电动势与溶液 pH 值呈线性关系，pH 值大于 7 时，玻璃电极为正电势；pH 值小于 7 时为负电势；pH 值等于 7 时为零电势。我们把测量电势为零时溶液的 pH 值称为零电势 pH 值。零电势 pH 值取决于内参比溶液的 pH 值的大小。不同型号电极，其零电势 pH 值可能不同，大部分的零电势 pH 值选在 pH = 7 处。

（5）玻璃电极的反应速率、可逆性和电位的稳定性、重复性：正常的玻璃电极在水中充分浸泡后，没有缓冲溶液时除外，在大多数情况下，电极反应平衡较快，只要经过几秒钟的时间即可获得稳定的电位。在酸性溶液中，电极反应平衡的速率比在碱性溶液中快而且可逆性好。在碱性溶液中，电极电位获得稳定的时间长，重复性稍差。在很稀的非缓冲溶液和纯水中，电极反应平衡较慢，电位不易稳定和重现。搅拌溶液可以促使电极反应加快平衡（所以酸度计常配有搅拌器）。温度高时电极反应平衡比温度低时快些。

4. 使用注意事项

（1）使用前需先水化。电极在蒸馏水或缓冲液中浸泡 24h，以形成水化层，使电极对氢离子有快速稳定的响应。

（2）不要用手或带有油脂的物品接触玻璃膜和电极引线。电极不能用于脱水性介质、对玻璃膜有腐蚀性的溶液及大粘度有机溶液中使用。

（3）玻璃电极不用时，应置于盛有缓冲液的保护盒内。

（4）注意安全，防止碰碎，电极一旦制成，使用与否寿命一样。因此，使用中一定要检查电极是否过期（寿命一般为 1～2 年）。

三、酸度计电路原理框图

以 PHS－73A 型酸度计为例，其原理框图如图 5－3 所示。

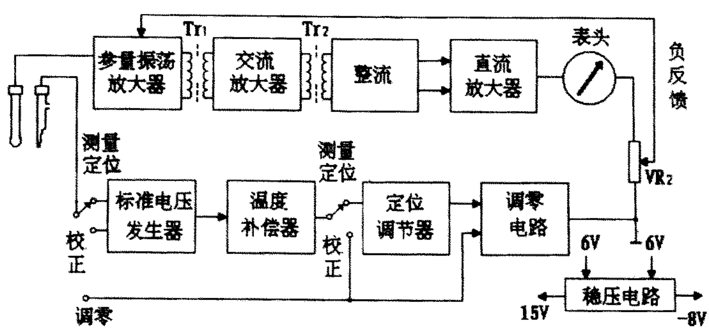


图 5－3　pHS－73A 型酸度计电路原理框图

电极产生的反映 pH 值变化的直流信号加在参量振荡放大器。参量振荡放大器是一个调制放大器，它将电极送来的直流放大信号变成交流信号，然后送到交流放

大器进行放大。交流信号放大后，经过变压器 Tr_a 耦合，加在二极管整流器（解调），又恢复直流信号。采用最后参量振荡调制放大器和解调器，可减少直流漂移，增加仪器稳定度和测量精度。经过一级直流放大，由电表显示出测量结果。

辅助电路由标准电压发生器、温度补偿器、定位调节器、调零电路组成。

标准电压发生器与温度补偿器共同配合，用来产生在某一温度下的标准信号。它和电极产生的待测信号反相串联，用来作量程扩展。定位调节器用来补偿电极的不对称电位和液接界电势等固定电位信号。调零电路用来调节电计的零点，使它等于零电势 pH 值。

四、酸度计的维护、保养与故障维修

（一）电极的维护与保养

1. 玻璃电极

（1）新购的玻璃电极，或长时间不用时，使用前必须放在蒸馏水中浸泡 24h（若在 0.1N 盐酸溶液中浸泡可缩短时间）。使用前要检查玻璃电极球泡，应透明而无裂纹，球泡内要充满溶液，不能有气泡存在。内参比电极要能浸泡在球泡内溶液中，如果电极上部玻璃杆潮湿，可用滤纸或脱脂棉花擦拭干净。

（2）在安装玻璃电极时，要注意不要碰坏电极球泡，电极不能倒放。

（3）玻璃电极不宜放置在温度巨变的地方，也不能烘烤，以防止玻璃球泡破裂和内部溶液蒸发。电极插头和导线应保持干净，防止受潮引起漏电。

（4）当电极浸入每一份被测溶液前，应用蒸馏水洗净，并用吸水纸小心吸去粘附液，以免污染和稀释被测液（在缓冲作用微弱和用微量的待测液时尤其应加以注意），同时还应防止用硬物摩擦，碰撞玻璃薄膜。

（5）电极浸入溶液后应轻轻摇动溶液，以促使电极反应达到平衡。电极用完后应立即用蒸馏水洗净，以免溶液干结在薄膜表面（在使用胶体和生化溶液时更应注意）。

（6）对经常使用的玻璃电极，用过后可浸泡在蒸馏水中保存；若长期不用，要放置在盒内保存。

（7）玻璃电极沾污以后，可用下述方法清洗：对油污可用 5% ~ 10% 的氨水或丙酮清洗；对无机盐类，可用 0.1N 的盐酸溶液清洗；对钙、镁积垢，可用乙二铵四乙酸二钠盐溶液溶解；对含胶脂溶液或蛋白质溶液（如血液、牛奶等）测定后，可用 1N 盐酸溶液清洗。清洗玻璃电极不能用脱水性溶剂（如重铬酸钾溶液、无水乙醇和浓硫酸等），以防止破坏玻璃电极的氢功能。

（8）玻璃电极的使用寿命　目前国产的玻璃电极，其使用年限一般为 1 ~ 2 年，这是因为玻璃电极的转换系数是逐渐下降的，超出使用年限，电极的性能就变差、

误差大、灵敏度低等。另外玻璃电极一旦制成，即开始计算寿命。也就是说使用与不使用，寿命是相同的。所以一次不要购买多个电极。

2. 甘汞电极

（1）甘汞电极的上部绝缘管应保持干净，以避免 KCl 溶液沾污而造成漏电。电极内部不允许有气泡存在。

（2）使用过程中饱和 KCl 溶液不断消耗，必须定期添加，添加时可拔出其侧面的小橡皮塞，用小滴管注入。所用的 KCl 试剂纯度要为分析纯，且一症要保证电极的 KCl 溶液任何时候均处于⩾饱和状态。通常电极内饱和 KCl 溶液应充满整个容积的 2/3 以上，并有少量的 KCl 结晶。

（3）测量时，允许有少量的 KCl 溶液渗出，但不允许待测溶液流入电极内，否则会使测定结果不准确。所以测量前一定要把小橡皮塞和橡皮套拔去，以便保持一定的液压差，断绝溶液流入电极的可能性。

（4）甘汞电极不用时，应将其加液管的橡皮塞塞紧，将下端的橡皮套套上，或浸泡在饱和 KCl 溶液内（注意不要和玻璃电极一同浸泡在蒸馏水中）。如果长期不用可存放在盒内。

（5）甘汞电极的陶瓷芯忌与油脂等物质接触，以防止堵塞。如果电极的漏液孔有堵塞，应放在蒸馏水中浸泡溶解后才能使用。

（6）当甘汞电极内的汞及甘汞发黑后，应更换电极。

（二）仪器的保养

（1）仪器应随时保持干燥、无尘、无污染，不使用时，应用防护罩罩上，尤其是电极插座，勿使油污沾污，勿用汗手触摸，勿使其受潮。

（2）仪器输入部分勿使其断路，如在检修或拔掉电极时，必须把仪器电源关掉。

（3）仪器的各种调节电位器，在调整时不要用力过大，以免损坏电位器，使测量误差增大，甚至不能测量。

（4）仪器在不用或搬运时，应使仪器处于输入端短路的档位。

（5）测量时，电极引线要固定好，不要发生抖动，以免造成误差。

（6）仪器不使用时，一定要关掉电源开关。

（三）电极部分的检修

1. 玻璃电极的好坏检查

（1）有明显的破碎或过期，应更换。

（2）无明显损坏时，电极好坏的判断：

可配制两种标准缓冲液，以一个作为标液，另一个作待测液。在仪器和甘汞电极可靠的情况下，若测得的待测液 pH 值和其标值基本上相符，则证明此玻璃电极是好的。若相差过多或不相符，则说明此电极的转换系数严重下降或电极失效。也

可用一已知的好的玻璃电极进行比较。

2. 甘汞电极的好坏检查

(1) 当甘汞电极内的汞及甘汞发黑后，应更换。

(2) 甘汞电极内阻的判断：最好用交流电桥或用电导仪在饱和 KCl 溶液中测量。若无这些条件，也可以用三用表来测量。方法是将电极浸入饱和 KCl 溶液中，将红表棒接在电极帽或电极引线，黑表棒迅速接触一下溶液，所测得的电阻为电极的正向电阻，正向电阻阻值为 5～10K。若大于几十 K 以上，说明甘汞电极的渗漏孔部分堵塞，应放入蒸馏水中浸泡溶解后再用。用这种方法测量时，时间一定要尽可能短暂，否则会引起电极极化，而且测量后的电极，最好放置一段时间再用。

注意，甘汞电极正向电阻（内阻）与 KCl 溶液向外渗漏的速度有关，渗漏的速度过小时电极内阻变大，会引起测量的不稳定，其表现为仪器指示不稳，流速过大，KCl 溶液会影响。污染被测溶液，一般其流速在 5～10min 内不得大于 1 滴。

3. 电极部分常见故障及排除方法

(1) 指针偏向一边或指针大幅度抖动，无法定位：可能是电极引出线有短路，焊头已脱落或有松动现象，或者是电极插头与插口处接触不良，也可能是电极处有气泡。解决办法：可重新焊接引线，如果仍无效，只有更换新电极。如果接触不良可用细砂纸将生锈处磨光，再用乙醇溶液清洗，然后吹干即可。如果电极内有气泡应排除。

(2) 可以定位，但指针不稳，用手触及输入端时指针抖动：可能是玻璃电极插头与屏蔽线之间接触不良，或甘汞电极下端渗漏孔堵塞所致。解决办法：重新焊接，如无效更换新电极，如是堵塞物，用适当溶剂溶解。

(3) 可以定位，但测未知液时 pH 值不准：可能是电极插头的绝缘不良或玻璃电极有裂纹，或导线有断路。解决办法：更换电极，如果是后一种，要重新焊接。

(4) 可以定位和测量，但达到平衡点缓慢：可能是玻璃电极干燥太久或衰老，或甘汞电极内饱和 KCl 过少。解决办法：更换新电极，如果是电极干燥太久，应增加浸泡时间，对后一种情况，应添加饱和 KCl 溶液。

(四) 仪器电路系统故障检修

1. 仪器的检修在仪器使用时如不正常，首先要判断是电极还是电路系统故障。判断方法：如果手边有好的电极，可以更换试一试，如正常，说明是电极问题。手边如果没有电极，则可先查电路系统。其检查方法如下：将仪器输入端短路，如能调零，而且调“定位”调节输出变动正常，说明电路系统基本正常。然后可以用高阻电阻（100 到 500 兆欧）一个标准电池（1.018V）加到仪器上进行电动势测量，看指示是否与电池相符。如相符则进一步说明电路正常，是电极的故障。（如有电位差计，则可用它取代电阻和标准电池，进行多值检查）。

2. 常见的电路系统故障及修理

（1）打开电源，指示灯不亮：①若输出有指示结果，说明指示灯损坏，应更换；②若无输出，首先查电源部分，检查电源初次级是否开断，如开路则变压器损坏。如变压器线圈阻大幅度减小，可能是局部短路现象，应更换变压器，另外要查保险丝是否熔断。

（2）如果表头指示，在不接电源时，电表的指针大幅度摆动，较长时间才停下来：此时说明表头背后输入端并联的一只阻尼电阻松脱所致，紧固即可。

（3）输出指针快速颤抖（或显示突变不稳）：①可能是仪器机壳接地不良或没有接地线，可接好地线；②供电源相位的影响，可将两根电源线对调一下；③对调制式电路，可能是振荡波形不好。

（4）不接电极时，在测量档位，调节定位和斜率调节器不起作用：一般是在玻璃和甘汞电极之间所接的高阻电阻开路。

（5）输出指示不准，反应迟缓，但误差不太大：①重新作定标及斜率调整；②高阻输入插头连座受潮，应烘干。

（6）如果用两种标准溶液不能相互定位：可能是标准信号产生器不准，需重新校正。

（7）直接输入时仪器工作正常，但串入高阻后示值超差：①可能是滤波电容绝缘不良（绝缘电阻应大于 $10^{11}\Omega$）。如是应更换；②读数开关内绝缘不良（其绝缘电阻应大于 $10^{11}\Omega$）。如是应更换；③输入级场效应管输入电阻降低，应更换；④输入端各元件受潮和有灰尘，应清洗烘干。

（五）维修后的仪器检验

1. 调零校验和 pH 值定位校验　方法同前。

2. 灵敏度和准确度（非线性误差）温度补偿校验用电位差计输入电压，要求在输入不同值时，输出对应值误差最小，以达到仪器要求为准。

3. 输入阻抗校验调零正常后，在输入端接入高阻（1000MΩ），在测量档位时，输出指示应满足仪器要求（示值越小越好）。

4. 稳定性试验　调好零点，改变电源（198～242V），输出指示变化越小越好；连续开机观察零点，其漂移越小越好。

以上各试验合格后，可以认为该仪器性能良好。

第六章　PC－603 型血细胞计数器

血液是维持人体正常活动的重要物质，它向全身各组织供应氧分，调节各器官的生命活动，抵御有害物质和病菌的侵害，常被称为“生命之河”。人类生理和病理变化，往往会引起血液组分的变化，所以及时了解血液组分的变化，可以为医生提供诊断与治疗疾病的重要依据。血细胞计数就是了解血液组分变化的一种方法，它已是各级医院进行血液常规检验的必做项目之一。

本节将简单介绍血细胞计数原理和血红蛋白测量原理，并以国产 PC－603 型血细胞计数器为例重点介绍血细胞计数器的维护和维修。

一、血细胞计数原理

血液由血浆和血细胞组成，血浆是血液的液体部分，除了水之外，还含有多种化学物质。血细胞包括红细胞、白细胞和血小板，其中，红细胞的数量最多。所谓血细胞计数主要是计数单位容积中红细胞、白细胞和血小板的个数。红细胞在人体内的功能是输入新鲜氧气，排出二氧化碳。红细胞的数量最多，成年男子的红细胞个数为（4.6～6.2）$\times 10^{12}$个/L；成年女子的红细胞个数为（4.2～5.4）$\times 10^{12}$个/L。红细胞的直径在 6～9μm 之间，平均为 7.2μm。白细胞被称为人体卫士，它可以防止外来微生物的侵害及其它感染。正常人的血细胞数目为（4～10）$\times 10^{9}$ 个/L，直径为 7～25μm。血小板有止血等功能，正常人的血小板值为（100～300）$\times 10^{9}$ 个/L，直径为 2～3μm。

血细胞计数器为计算其它参数，要进行血红蛋白（血色素或血红素）测量。血红蛋白存在于红细胞中，是一种含铁的色蛋白。成人男子为 120～160g/L，成人女子为 110～150g/L。红细胞的功能是由它协助完成的。

最基本的血细胞计数器只能用来计数红细胞（RBC）和白细胞（WBC）。较复杂的仪器还可以用来计数血小板（PLT），测量血红蛋白（HGB）。并根据以上 4 个参数，自动计算出红细胞比容（HCT）、平均红细胞容量（MCV）、平均血红蛋白量（MCH）、平均血红蛋白浓度（MCHC）等项参数。

（一）变阻脉冲法血细胞计数原理

血细胞是电的不良导体，将血细胞置于电解液中，由于细胞很小，一般不会影响电解液的导通程度。但是如果构成电路的某一小段电解液截面很小，其尺度可与

细胞直径相比拟时，当有细胞浮游到此时，将明显增大整段电解液的等效电阻。如果在这段电解液截面两端放两个电极，两极间加以恒定电流，则此时两极间的电压是增大的。这时产生的电压脉冲信号与血细胞的电阻率成正比。如果控制定量溶有血细胞的电解溶液，使其从小截面通过，也即使血细胞顺序通过小截面，则可得一连串脉冲，对这些脉冲计数，就可求得血细胞数量。由于各种血细胞直径不同，所以其电阻率也不同，所测得的脉冲幅度也不同，根据这一点就可以对各种血细胞进行分类计数。这就是变阻脉冲法原理。

（二）小孔管换能器

变阻法计数原理在大多数细胞计数器中是利用小孔管换能器装置实现的。如图6－1所示。

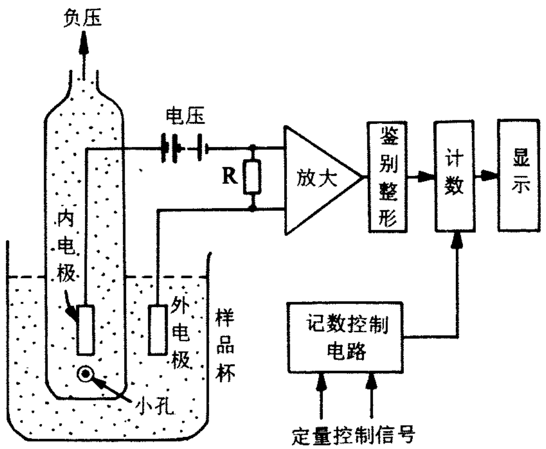


图6－1　血细胞计数器原理图

在仪器的取样杯内装有一根吸样管，吸样管下部开有一个小孔（宝石制作），因此也叫小孔管。小孔管内外各置一只铂金电极，两电极间施加一个恒定的电流。测试时，先将待测血液用洁净的电解液充分稀释，使血细胞在电解液中成为游散状态，然后在小孔管上端施以负压，在负压的抽吸下，混有血细胞的电解液便被均衡地抽进小孔管。当血细胞通过小孔的瞬间，排开了等体积的电解液，使电解液的等效电阻瞬间变大，这个变大的电阻在恒流源的作用下引起一个等比例增大的电压。当细胞离开小孔附近后，电解液的等效阻值又恢复如常，直到下一个细胞到达小孔口。这样血细胞连续地通过小孔，就将在电极两端产生一连串电压脉冲。脉冲的个数与通过小孔的细胞个数相当，脉冲的幅度与细胞体积成正比。

二、血红蛋白测量原理

血红蛋白的单位是 g/L（g/100ml），临床检验时因难以从血液中将其分离出来而采用相对比色法进行间接测量。用溶血剂将经过稀释的血液中的红细胞破坏，血红蛋白便溶解出来，再加入转化试剂进而转化为颜色稳定的氰化血红蛋白。血红蛋白含量越高，它的颜色就越深，透光性就越差（或吸光性越强）。用光电器件检测透射光强，并与已定标的血红蛋白值相比较，即可得出血红蛋白含量。常用的光路系统为了防止光散射和外来光干扰，均采用双波长法测量，其光路如图 6－2 所示。

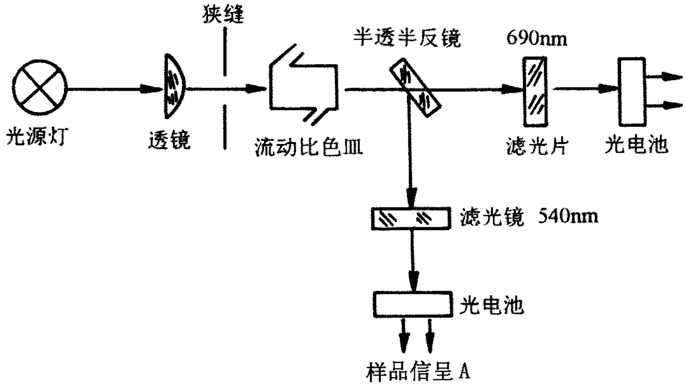


图 6－2　双波长法测血红蛋白原理

在血液样品中加入氰化钾，将生成氰化血红蛋白，这是一种颜色很稳定的物质。它的光密度曲线在 540nm 处有一个吸收峰。由图可看出光源灯发出的光，经过透镜和狭缝，照射到流动比色皿上，透过流动比色皿到达一个半透半反镜上分成两束光，一束透射光和一束反射光。透射光经过 690nm 滤光片到达一光电池，被光电池转换为参考信号 B；另一束反射光过 540nm 的滤光片，到达另一光电池，被光电池转换为样品信号 A。将滤光片放置在样品池之后，一来可以减少光路中的杂散光对光电池的影响；二来可以方便地实现双波长测定。设在 540nm 处为 λ_1，690 处为 λ_2，则在 λ_1 时的吸光度为：

$$A\lambda_1 = K\lambda_1 CL + AS_1$$

式中，$A\lambda_1$，为在 λ_1 时的吸光度；$K\lambda_1$ 为在 λ_1 时的吸光系数；C 为待测物质浓度；L 为吸收池厚度。AS_1 为光散射和背景吸光度。同样，对于 λ_2 也有：

$$A\lambda_2 = K\lambda_2 CL + AS_2$$

式中，$A\lambda_2$ 为在波长 λ_2 时的吸光度；$K\lambda_2$ 为在 λ_2 时的吸光系数；AS_2 为在波长 λ_2 时的光散射和背景吸收。

因 540nm 和 690nm 相差不太远，可以把 AS_1 和 AS_2 视为相等。因此透过比色皿的参考信号和样品信号的吸光度之差△A 为：

$$\triangle A = (K\lambda_2 - K\lambda_1) CL$$

此式说明，样品中待测组分的浓度与两波长的吸光度之差成比。根据这一原理，只要在电路中求出参考和样品两信号之差，便可以求得相应的血红蛋白的浓度。并有效的抑制和减少了光散射、背景吸收以及混浊样品的影响，提高测量精度。

三、PC－603 型血细胞计数器

PC－603 型血细胞计数器是国内常用的一种机型，它可以测量红细胞、白细胞、血红蛋白三项参数。它的测量时间短（约在 10s 以内），取血量少，准确度高（±2%），重复性好（<1.5%）。机内设置专用稀释器，保证了稀释精度。机器采用微机进行自动管理，具有六项报警功能。配备打印机进行自动打印。关机后机内延时系统可对管道进行自动冲洗。测定方法：血细胞采用变阻法，血红蛋白采用双波长比色法。样品用量 20/μL 全血（静脉血、指血或耳血），测定时间约 10s。换能器小孔直径为 100Mm。稀释比例：一次稀释（WBC、HGB）1∶500，二次稀释（RBC）1∶500×100。

（一）管路系统和工作流程

PC－603 型血细胞计数器的管路系统如图 6－3 所示。

检测器分为两部分，左边小孔管用于抽吸样品液，计数红、白细胞，右边针管用于抽吸样品液到比色池。检测血红蛋白浓度，定量管依靠光电管对样品液精确定量。电磁阀 A、B、C、D、X、Z 受微机电平信号控制按时启闭，完成各种液体的导通和阻断作用。真空泵产生负压，止回阀防止废液回流损坏真空泵。负压缓冲瓶及缓冲瓶能有效地增大负压仓容，维持停机后的负压稳定，缓冲瓶能防止过激液流产生气泡影响检测精度。下面分析管路的流通顺序。

1. **计数过程**　按下“计数”开关，A、X 阀打开，定量管内液体被负压抽吸入废液瓶。X 阀经 0.5s 之后关闭（此时定量管内液体排空），Z 阀开通 0.2s，清洗液冲洗管道的路径为：清洗液→Z 阀→小孔管→A 阀→废液瓶，接着 B 阀打开 1s，稀释液流通路径为：稀释液→B 阀→小孔管→A 阀→废液瓶，B 阀关闭后 A 阀继续打开 2s，使定量管内建立起稳定的负压。A 阀关闭后 C 阀打开，样品液的流程路径为：样品液→小孔→小孔管→定量管→C 阀→负压缓冲瓶→废液瓶。

样品液到达 P_3 时，门电路开始计数，到达 P_1 时，停止计数。随后 C 阀关闭，X 阀打开 0.3 秒，定量管恢复大气压状态。

2. **清洗过程**　按下“洗净”键时，Z、A、C 阀同时打开 5s，清洗液路径为：稀

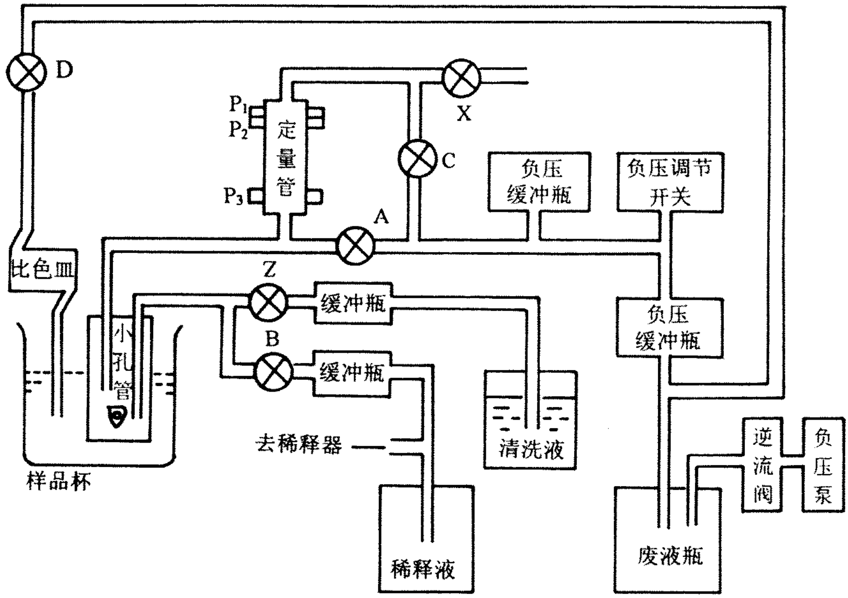


图 6－3　PC－603 型血细胞计数器的管路系统

释液一缓冲瓶→B 阀→小孔管 →定量管→C阀 → 负压缓冲瓶 → 废液瓶

（小孔管 → A 阀 → C阀）

如按“洗净”键不松手，则连续冲洗。

3. 供水过程　按下“供水”时，B、C 阀打开 5S. 稀释液路径为：稀释液→缓冲瓶→B 阀→小孔管→定量管→C 阀→负压缓冲瓶→废液瓶。“供水”键用于清洗管道，排除气泡等。

4. 除堵过程　小孔管堵塞时，按下“排堵”键（即“清除”键），并移去样品杯，空气孔管吸入，去除堵塞，此时 A 阀开通。

上述各电磁阀的动作顺序及启闭时间均由计算机控制，只须按下相应开关，各阀便顺序工作直至结束。

（二）电路组成框图

PC－603 型血细胞计数器的电路总体方框图如图 6－4 所示。

检测板 PX2301C 将小孔管内外电极之间检测到砾冲信号加以高倍率放大，经幅度甄别及整形，输出规则的方波信号（约 4～5V），经过接口板 PX2304B 送往计算机板 PX2303C，经计算机对数据计数和修正后送往显示板 PX2308B 显示。检测板上还装有恒流源电路，恒流源的通断受接口板 PX2304B 输出的电平控制。

血红蛋白板 PX2305A 接收光电池送来的样品信号 A 和参考信号 B，将其分别放大后，求其二信号之差△A_1 并进行 A/D 转换，经接口板送计算机数据处理后由显

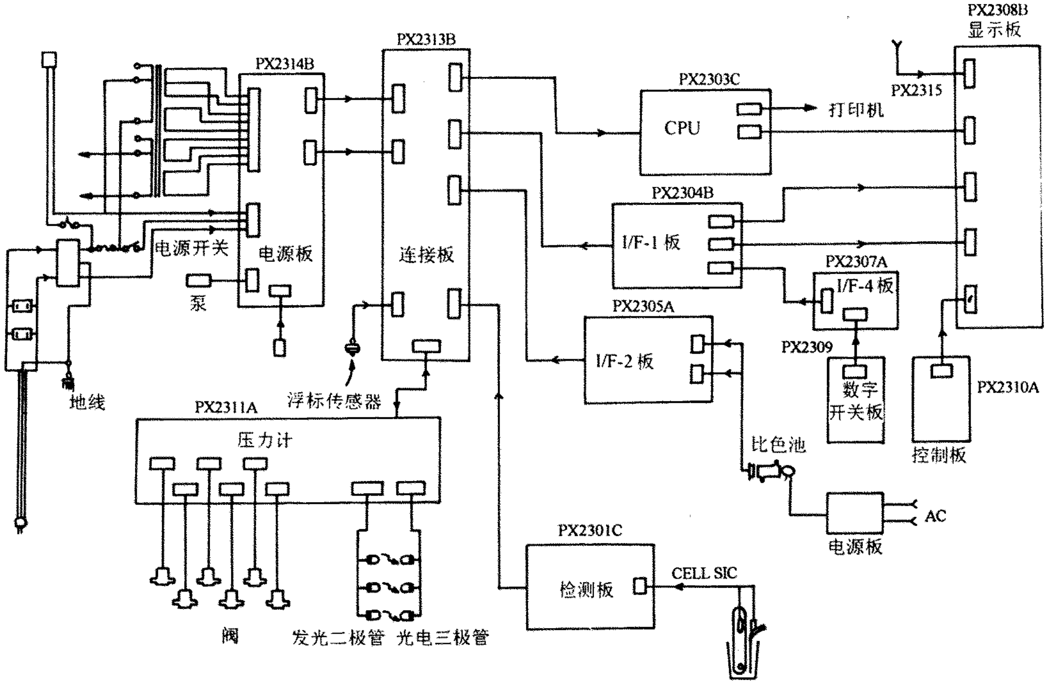


图 6－4　PC－603 电路框图

示器显示结果。

电源板 PX2314B 将电源变压器送来的交流电压进行整流、滤波和稳压。其中土15V 供运算放大器用；+5V 供计算机和各种 TTL 电平的集成块用；+12V 供光电三极管用；+100V 供小孔管恒流电源用。负压泵使用交流 100V 电压供电，电源线亦从电源板引出。

压力计板 PX2311A 将发光二极管和光电晶体管产生的 P_1、P_2、P_3 信号送往连接板，并通过计算机板去控制计数和停止；另外它还通过总接线板和接口板接收计算机发出的控制信号，去控制 A、B、C、D、X、Z 电磁阀的动作。

控制板 PX2310A 接收面板左下方四个开关的控制，显示这些开关的状态并通过显示板和接口板 I/F－1 将状态信号送计算机去控制冲洗、给水、清零、排除、堵孔等动作。

数字开关板 PX2309 接收面板上的血红蛋白设定值，再通过计算机接口板 PX2307A 送往计算机接口板 PX2304B，由计算机存储血红蛋白所设计的值。

图 6－4PC－603 电路框图

四、PC－603 型血细胞计数器故障检修

（一）红细胞计数故障

1. 计数时间过长　计数时间由面板“计数中”的绿灯亮的时间表示，正常值为 7.2s。计数过长通常显示小孔堵塞。处理方法为：

（1）移开样品杯，按动面板除堵开关，由机器自动排除堵孔。

（2）若仍堵孔，以柔软毛刷轻刷小孔部位，同时按动除堵开关。

（3）取下小孔管，倒清残液，注入洗净液，静置 15～30min，然后换上蒸馏水，用食指在小孔管端面轻施压力，使水从小孔喷出。

计数时间长还可能因负压泵压力不够，管路漏气或血细胞体大，稀释倍率不准所致，可采取相应措施解决。

2. 计数时间过短　计数时间过短的现象常显示液体回路尤其是靠近小孔管的部位漏气，或标本液中混有气泡并进入定量装置引起停止计数装置提早动作。处理方法为：

（1）检查小孔管连接处的密封情况，然后将固定螺钉拧紧。

（2）检查液体回路各部连接处是否密封完好。

（3）按动供水开关，排除定量装置内的气泡。

计数时间过短还可能因负压泵压力过高引起，可调节压力调节器解决。

3. 计数值偏高　红细胞计数值偏高的原因较多，主要有以下几种：

（1）稀释液不纯，混有杂质，此时用稀释液进行空白计数，将显示非零值。

（2）样品杯被污染，这时可更换一个新的样品杯试试。

（3）本机噪声影响。如小孔管被污染、压力计、小孔管屏蔽不良，须分别进行清洗或改善屏蔽壳与机壳的电器连接。

（4）外界噪声干扰。附近有强电干扰源时要移位或隔离。

（5）稀释倍率不准，浓度偏高，要检查稀释倍数，操作时注意擦拭稀释器吸管。

（6）电路中的阈值电压偏低，这时要调整电路板 PX2301C 中的电位器 VR_4，使检测点 TP10 处电压值为 1V（此时面板指示红细胞计数）。

（7）压力计定量装置确定的定量体积偏高，这时应用标准血计数，并调节机器右侧面内部上首的定量装置体积调节钮，顺时针转体积增大，逆时针转体积减小，使计数值与标准血相符。

4. 计数值偏低　红细胞计数值偏低的原因可参照计数值偏高的各现象，排除方法一般的说正相反。具体现象有：

（1）计数时间长，常显示堵孔，处理方法为排除小孔管的堵塞。

（2）计数时间正常，检测器灵敏度降低，需要换检测器（小孔管）。

（3）稀释血液不均匀，需充分摇晃后再计数。

（4）稀释器倍率偏高，需调整稀释倍率。

（5）定量装置确定的定量体积偏小，需逆时针拧动定量装置的体积调节钮。用标准血液测定后再用。

（6）检测板 PX2301C 上的电压比较器 ICL8001 的阈值电压（TP10 检测点处）偏高，导致漏计数。这时需参照说明书用正常血计数，调节电压从 0.2V～3.2V，作出电压－计数值曲线，找出其平坦区域的中点（通常为 1V 左右）。再计数时应恢复正常。

（7）若伴随计数时间短，则可能发生小孔管连接处漏气，定量装置内混进气泡，液体回路漏气等情况。这类故障修复后，红细胞计数偏低的现象亦将随之消失。

5. 重复性不好　细胞的重复计数是检测计数器计数精度的重要手段。PC－603 型机器面板上专门设有重复键，以确认计数结果是否准确。红细胞计数重复性不好的原因有以下几种：

（1）检测器小孔管堵塞，或时塞时通，仿上文清洗小孔管即可。

（2）液体回路，定量装置密封不良，产生漏气，需要仔细检查各气路连接处的接头，排除漏气现象。

（3）检测器的屏蔽不良。须保证屏蔽壳的接地良好，清除接地处的污渍后拧紧固定螺钉。

（4）样品液搅拌不均，或混有气泡。须按规定稀释动作进行稀释，不要激烈搅拌。

（5）外界突发性的电磁干扰，如冰箱、空压机、空调机的影响。本机器要求远离干扰源，分开电源线，分别屏蔽良好。

（6）其它如样品杯不清洁、有凝血现象等亦可造成重复性不好，可相应采取措施解决。

（二）白细胞计数故障

1. 计数时间过长或过短　白细胞计数时间不正常时红细胞计数时间通常也不正常，产生原因与处理办法同红细胞。

2. 计数值偏高

（1）稀释液混有杂质，换用新稀释液。

（2）样品杯不洁，换新样品杯试试。

（3）本机噪声影响。参照红细胞计数偏高处理。

（4）外界噪声干扰。隔离、屏蔽或移位强电噪声源。

（5）稀释倍率偏小或操作不当。

（6）阈值电压偏低。调整检测板 PX2301C 中的电位器 VR_3，使检测点 TP_{10}。处电压值为 IV。若更仔细些可用标准人血作电压—计数值曲线，选择平坦区域的中点为阈值电压。

（7）溶血剂滴入量少或放置时间不到 3min 即计数，血液未充分溶血，部分红细胞参与计数。

（8）溶血剂不良。可用稀释液中滴入溶血剂的办法测量空白计数（每 10ml 稀释液滴 3 滴溶血剂）。计数不为零则此溶血剂不能用。

（9）计数前震动过大，样品内产生气泡，须避免这种不良操作习惯。

3. 计数值偏低

（1）若白细胞计数偏低时伴有红细胞计数偏低，则故障原因和处理办法请参照红细胞计数偏低的故障办理。

（2）若红细胞计数正常，而白细胞计数偏低，则可能是溶血剂的剂量过大或放置时间过长所致。正常情况下每 10ml 样品液加 3 滴溶血剂即可。加入溶血剂后，放置 3～5min，完全溶血后即进行测试计数，放置时间的上限为 30min，否则计数无效。

4. 重复性不好　白细胞重复性不好若同时伴随红细胞重复性不好，则可参照红细胞计数重复性不好的故障分析和处理办法。若仅仅是白细胞重复性不好，则应考虑溶血不良的因素。

（1）溶血剂滴入后应静置 3min，轻微晃动后再测定。如发生结晶现象，将样品放入恒温箱中 30min（38℃），若结晶仍未消散，则换用新溶血剂。

（2）溶血剂量少，应按规定在每 10ml 样品液加 3 滴溶血剂。

（三）血红蛋白计数故障

1. 血红蛋白计数偏高

（1）稀释液不良，用空白计数法测定。

（2）比色池污染，用专用洗涤剂清洗。

（3）稀释倍率偏低。

（4）未充分溶血。如溶血剂滴入量少，或放置时间不到 3min 即计数，均可造成未充分溶血现象。

（5）溶血剂不良，发生结晶现象，将样品放入恒温箱中 30min（38℃），若结晶仍未消散，则换用新溶血剂。

（6）样品液中有气泡，操作时避免剧烈摇晃。

（7）调零不准。开机 30min 后用稀释液测定，血红蛋白值应为零。

2. 血红蛋白计数偏低

（1）稀释倍率偏高。

（2）溶血剂添加过多。每 10ml 样品液只须加 3 滴。

（3）血红蛋白值的校正不良。用机器所附的血红蛋白校正液反复校正。

（4）样品血放置时间过长。

（5）标准校正液过期，换用新鲜的标准血再校正。

（6）血红蛋白吸管堵塞。该吸管同时充当电极。可在吸管上接上注射器，按计数键，使电磁阀 D 阀动作，同时推注射器，排除堵塞。

（7）血红蛋白吸入用的胶管（或塑料管）粘住，样品液流通不畅。处理办法是，按动计数键，令 D 阀动作，用镊子将机器右侧前部 D 阀上的胶管向下轻轻拉一下，使胶管畅通。

（8）血红蛋白液体回路堵气。可参照液体回路图，仔细查找，排除漏气。

（9）血红蛋白样品液吸入量不够。可调整接口板 PX2304 上的 SW_2，增加一档通常延长 D 阀开通时间 0.1s。开通时间越长，吸入样品液越多。

（10）血红蛋白光源电路不良，提供的 +6V 电压不稳定，电压越高，测定值越低。可更换右侧面的电源板或进行修理。

（11）接收光信号的光电池不良。可更换质量好的。

（12）血红蛋白电路板 PX2305 不好。初步检查时可观察板上两个发光二极管 LED_1 和 LED_2 是否点亮。如不亮，分别调节 VR_6 和 VR_7 点亮它们。若不能点亮，可能是前级运算放大器等元件故障，可逐级排除。若不能排除可调换 PX2305 板。

3. 血红蛋白重复性不好

（1）溶血不良。

（2）未充分溶血，溶血剂滴入量少。

（3）血红蛋白回路漏气。

（4）屏蔽不良。

（5）外界电磁干扰。

（6）样品液中混有气泡。

（7）采血瓶不清洁。

（8）血红蛋白吸管堵塞。

（9）血红蛋白吸入用的胶管堵塞。

（10）比色池污染。

（11）血红蛋白光源灯损坏。

（12）光电池质量下降。

以上现象的排除办法可参考血红蛋白计数偏高或偏低的故障处理。

4. 按自动零开关时显示“|IEEE|”

（1）比色池受污染，用洗净剂清洗。

（2）光源灯损坏，须更换新灯。

（3）比色池内有气泡，将盛有稀释液的样品杯放在样品台上，按计数开关，使

比色池内吸入稀释液。连续几次吸入后，再按自动零开关，应显示“|000|”。

（4）光路系统中的光电池失效，需更换。

（5）样品台上未放稀释液就按自动零开关。

（6）PX2305 血红蛋白板调整不良。如检测点 TP_5 与 TP_4 的电压差过小，应调整电位器 VR_6 和 VR_7 使两个发光二极管点亮。

（7）PX2305 血红蛋白板发生故障。应检查各接点电平以判断集成运放、模数转换器、缓冲器的工作状态。若难以判断，可整板更换。

（8）电极接触不良，须除尘、拧牢。

5. 按校正输出时显示“|EEE|”

（1）误用稀释液作校正。应改用标准血样作校正。

（2）用按自动零时出现“|EEE|”的原因。处理方法亦可参考上述。

6. 血红蛋白闪灯不止

（1）光源灯损坏，须更换新灯。

（2）比色池污染，用专用洗涤剂清洗。

（3）比色池内有气泡，将盛有稀释液的样品杯放在样品台上，选择开关置白细胞一侧，按计数开关几次，做给水动作，排除比色池内气泡。

（四）机器不工作

1. 电源指示灯不亮

（1）机器保险丝（1A）烧断。更换同型号保险丝。

（2）电源插座接触不良。

（3）电源插座无市电。用表判断。

（4）电源变压器无交流输出，但有交流输入。电源变压器损坏须更换。

（5）电源变压器有交流输出，但直流输出有问题。本机电源板应提供 ±15V、+5V、+12V、+100V 直流电流，缺一不可。如缺某一路，则查该路整流元件、稳压、调整管的工作状态，更换损坏元件。

（6）微处理器接触不良。断电后再启动。

（7）微处理器板 PX2303 损坏。本机各项测试均由微机控制，此板不能工作则须逐个检查各个集成块工作状态，如不能确定则整板更换。

2. 废液指示灯闪　废液指示灯闪时，机器被锁住，不能工作。原因及处理办法是：

（1）废液瓶满了。先拧松废液压力塞，然后打开废液瓶，倒掉废液即可。

（2）废液传感器的浮子被挂在上面，传感器无法接通。将浮子向下推一下即可。

（3）传感器与机器的接线不良，应将插头接好。

（4）传感器损坏，用万用表判断后更换。

（5）电路控制部分失灵，检查总接线板 PX2313 的接插件 CON7 和微处理器板 PX2303 的接插件 CONl 的第 25 脚及其相应电路。

3. 压力指示灯闪　压力指示灯闪时，机器也被锁住，不能工作。原因及处理办法是：

（1）管路有漏气现象。可参照管路图，仔细查找，排除漏气。

（2）废液瓶盖未拧紧及盖上的螺母未拧紧导致漏气。

（3）废液管路接头松脱或折曲。接好管路接头，打折处展开。

（4）负压泵损坏。修理或更换。

（5）负压传感器损坏，更换。

（五）堵孔灯闪

（1）小孔管堵塞。仿上除堵。

（2）给水桶中没有稀释液。加稀释液。

（3）洗净液瓶中没有洗净液。加洗净液。

（4）定量装置内进入空气。做几次给水动作，排除气泡。

（5）负压不足。调整负压电位器（在机器右侧面内部上端），使负压达到 -20kPa（-150mmHg）。

（6）若确认没有堵孔，但堵孔灯仍闪亮，可能是堵孔设定时间不对，可调整接口板 PX2304 上的堵孔时间开关 SW_1。

（7）虽然定量内液面上升，但流体压力板 PX2311 上的发光二极管 ICD_{10}、ICD_9、ICD_8 没有顺序点亮。这是因为液面传感器未调好或本身质量不好所致，可按压力计调整方法重新调整或更换新的传感器。

（六）洗净灯闪

（1）定量管及有关管路污染，按“冲洗”开关冲洗。

（2）稀释液污染，更换洁净稀释液。

（3）洗净液不良，更换纯净洗净液。

（4）定量装置损坏，更换定量装置。

（5）液体压力剂板 PX2311 不良，检查、调整或更换。

（七）噪声灯闪

噪声灯闪亮时，说明计数受到噪声干扰。此时可先用稀释液来计数，若噪声消除，说明噪声来自样品液，否则就是外部噪声或仪器不良引起的噪声。具体原因如下：

（1）样品杯内有杂质、气泡，样品血鲜度不够。取用洁净样品杯，采用正确稀释方法，用新鲜血计数可消除此类噪声。

（2）仪器外部有强噪声源如空压机、离心机、冰箱等，应尽量远离，不要共用插座和电源线。

（3）仪器本身固定不良，小孔管接触不良，小孔破损等构成内部噪声源，宜分情况加固，拧紧和更换器件。

（八）稀释器故障

（1）稀释器虽然能动作但排水不正常：这种现象出自电源电压过低。配交流稳压器即可。

（2）一段稀释和二段稀释换档不正常：这种现象出自稀释电路板 PX2316 和 PX2317 上的光电耦合器件 PS4001 导光孔堵塞或损坏。用针尖将堵塞物轻轻取出试试。若不行，则更换光电耦合器件 PS400l。

（3）吸量管排水量明显下降：①控制稀释量的传感器相位板移位，须重新调整传感器相位板位置，这块板位于稀释器正面下部；②稀释液供应系统轻微堵塞，检查管路接头部位的堵塞情况并排除。

（九）PC－603 型血细胞计数器的安装、保养及电路板调整

要保持细胞计数器的正常工作，除了掌握常见故障的维修知识外，更需要操作者牢记日常保养知识。

1. 安装场所要求　血细胞计数器属于精密电子仪器，易受外界多种因素影响，轻者使测量误差增大，重者将损坏器件，不能工作。有关环境和场所的要求如下：

（1）室温范围为 10～35℃，避免阳光直射，这是电子仪器的通用规范。

（2）避免灰尘，室内空气最好净化，关机后必须用机罩妥贴覆盖。

（3）避免振动，否则引起测量误差。

（4）电源电压变化大的地方，须加装交流稳压器，否则影响稀释器工作和仪器测量精度。

（5）避免电磁干扰。远离冰箱、离心机等噪声源。

（6）仪器外壳妥善接地，并与房屋总地线相接。

（7）不采用拔掉电源插头的方式切断电源，否则本机关机前自动冲洗功能丧失。

（8）仪器上不要放置标本杯及其它物品，以免机器漏入液体发生故障，腐蚀机体等。

2. 检测器保养　检测器（小孔管）是测量红、白细胞数的换能装置，又是紧密、贵重和故障多发部件，它的良好保养，对仪器的正常工作具有重要意义。除了每天关机前要对检测器进例行保养外，按厂家规定，每做 500 例血样应拆下清洗 1 次。

（1）拆卸方法：在仪器通电、维持一定负压的情况下，拔掉给水管和洗净管，连续按动给水键和清洗键将管道中水排空，然后切断电源，拔掉电源线，再拧下小孔管进行清洗。

（2）清洗步骤：倒出检测器内部的稀释液，竖直放入烧杯中；将 10ml 洗净液注

入检测器内，放置 15min；轻轻摇晃后倒掉，注入稀释液洗净；再注入蒸馏水，注满后用拇指压住检测器的上端，使蒸馏水在指压下沿小孔射出；擦净检测器端面后，便可安装到机上。

（3）安装方法：注意不要碰到内电极，不要忘记密封胶皮圈，到位后拧紧螺母，手感要适中，保证不漏气。

上述过程须在无风、洁净的室内进行，拆卸前须将双手彻底洗净以免污染。安装完毕则须用稀释液将检测器浸泡，防止灰尘再污染。

3. 管路保养　管路保养的目的是保持管路内部的清洁，防止细微杂质引起的计数误差和工作故障。管路部分主要有以下三项保养内容：

（1）清洗比色池和定量装置：在样品杯中放入 20mlLY－2 洗净液（不要使用 M－6 洗净液，否则对小孔管外层金属铬有腐蚀），将其置于样品台上，并浸泡住小孔管和外电极（血红蛋白吸管）。功能键置于白细胞一侧，按动几次计数开关，使比色池和定量装置内充满洗净液，然后关机停用。定量装置如被血液蛋白质污染，也可用蛋白酶溶剂清洗。

每次开机使用前均须倒掉样品杯中的洗净液或稀释液，用新的稀释液做几次空白计数，以便确认管路及稀释液的纯净。

（2）稀释桶与洗净瓶的使用：稀释桶要求一次性使用，避免污染。洗净瓶每次用完后要用稀释液冲洗干净，然后方可倒入新洗净液。稀释桶、洗净瓶与废液瓶的外部要经常保持洁净。

（3）溶血剂和样品杯的保养：溶血剂要避免高温、高湿，按保管期使用，否则将污染管路，产生较大计数误差，溶血剂包装瓶只允许使用一次；样品杯要保持清洁，不用时放在架上，避免灰尘落入。

4. 电路板调整　PC－603 型机器的电路板基本上平行地竖直固定于机器内部，由前向后依次是液体压力板（PX2311）、放大线路板（PX2301）、血红蛋白板（PX2305）、接口线路板（PX2304）、计算机线路板（PX2303）、电源线路板（PX2314）。这些线路板上有一些可供调整用的电器元件，如电位器、换向开关、波段开关等，在出厂前虽已调好，但经过运输和经过一段时间使用，可能出现偏离最佳位置的情况，下面就介绍一下可供调整的这些器件的功能和调整方法。

（1）电源线路板（PX2314）：电源线路板的功能是将电源变压器提供的交流电压整流为大小不同的直流电压供不同电路的需要。其中 ±15V 供运算放大器用；±5V 供发光三极管用；+100V 供计算机及外围电路用。

电源线路板位于机器右侧后部。可调元件是：

电位器 VR_1（5KΩ）—调整稳压电路的取样电压使输出端“9”对“1”端（地）为直流 100V

电位器 VR_2（500KΩ）—调整关电源后的自动洗净时间为 4～7s，阻值大则放电时间常数大，洗净时间就长。

电位器 VR_3（500Ω）—调整直流 5v 的输出电压。应输出端为“12”和“4”（地）。

SW_1 开关—控制是否进行自动冲洗。SW_1 向上关闭，关机后进行自动冲洗，SW_1 向下断开，关机后不进行自动冲洗。

（2）放大线路板（PX2301）：放大线路板将微粒信号放大，甄别及整形后送到接口板供计数用。它位于机器左侧前部。可调元件是：

电位器 VR_1—调整流过检测器的电流为 0.8mA。实现办法是在计数中使检测点 TP_3 和 PT_4 之间的电压差为 8V。

电位器 VR_2—调整微粒信号的放大倍数。调整方法是先使检测点 T010 为 1V（在红细胞档调电位器 VR_4 可实现），用标准人血测定，调 VR_2 使计数值为 450 万。其次调 VR_4 使 TP_{10}点为 3.2V，观察计数值是否在 120 ~ 150 万范围内，若不在，调 VR_2 使计数值落在此范围，然后再把 TP_{10}调成 1V，若此时计数值偏离 450 万，可调流体压力计的体积，使计数在 450 万左右。

电位器 VR_3—调整白细胞的鉴别电压。将开关打在白细胞档，调 VR_3 使检测点 TP_{10}的电压为 1V。

电位器 VR_4—调整红细胞的鉴别电压。将开关打在红细胞档，调 VR_4 使检测点 TP_{10}的电压为 1V。

电位器 VR_5—调整第二级运算放大器的放大倍数。在第一级运放调节有效的情况下，不必动用 VR_5 来调节。

TP_1、TP_2—是检测器电源电压的检测点，该两端的电压应为 100V，否则须调整电源线路板上的电位器 VR_1。

检测点 TP_{16}处可用示波器观察整形以后的输出波形。（应为整齐的矩形波）

（3）血红蛋白线路板（PX2305）：血红蛋白线路板将光电池接收的信号放大，模数转换后送到计算机板处理，可调元件是：

电位器 VR_7—调整 B 信号（参考信号）的空白电压。开机 30min 后，用稀释液测定，检测点 TP_5 的直流电压为 850mV。若无电压表，可调整 VR_7 使发光管 LED_2 点亮。

电位器 VR_6—调整 A 信号（样品信号）的空白电压。开机 30min 后，用稀释液测定，检测点 TP_4 的直流电压为 850mV。若无电压表，可调整 VR_6 使发光管 LED_1 点亮。

（4）接口线路板（PX2304）：接口线路板完成计算机与操作指令和外部设备之间的信号传递，各电磁阀的启闭均由计算机通过接口线路板控制。接口线路板位于计算机板前面、血红蛋白板后面。接口板上有两个波段开关 SW_1 和 SW_2，其功能分别是：

SW_1 一设定堵孔报警时间。如果计数时间超过正常值的 1.6～2.4s，则堵孔灯闪亮。堵孔时间与 SW_1 刻度之间满足下面对应关系：

0	8.0s	1	9.0s
2	10.0s	3	11.0s
4	12.0s	5	13.0s
6	14.0s	7	15.0s
8	16.0s	9	17.0s

如果用已确认畅通的检测器计数时间为 7.2s，则加上延迟时间后为 8.8～9.6s，根据上表将 SW_1 调整到“1”或“2”的位置均可。

SW_2 一设定 D 阀打开时间，也即调定血红蛋白样品液的吸入量，一般吸入 2～3ml 便足以清除上次液体。D 阀的开启时间与 SW_2 的位置有如下关系：

0	1.0s	1	1.1s
2	1.2s	3	1.3s
4	1.4s	5	1.5s
6	1.6s	7	1.7s
8	1.8s	9	1.9s

如果 SW_2 调到“5”的位置，则 D 阀开通时间为 1.5s。

(5) 计算机线路板（PX2303）：该线路板进行所有信号处理，无需调整。但当出现某些控制失灵、误报警、误显示而不能排除时，应考虑到计算机板的损坏。

(6) 流体压力计板（PX2311）：流体压力计板接收压力计的光电信号加以鉴别、放大，经接口板送计算机板处理并接收计算机的指令驱动有关电磁阀。这块板位于机器左侧靠前部位。可调元件是：

电位器 VR_1：调整压力计（定量装置）停止计数信号 P_1 的灵敏度。当液面升至 P_1 点时，光散射造成运放输出点 P_1 的瞬时低电位，发光管 ICD_8 点亮。调整时先将压力计内部的液体抽掉，用电压表测 P_1.S 的电压，调整 VR_1 使 P_1.S 的电压为 200mV。调整后，作正常计数动作，看液面升至 P_1 点时发光管 ICD_8 是否点亮。如点亮则调整完毕。若有示波器可查看 P_1.S 的波形是否超过鉴别电压（1V），如超过则是正确的。

电位器 VR_2：调整压力计管内污染监测信号 P_2 的灵敏度。如上法，使 P_2.S 的电压为 100mV。

电位器 VR_3：调整压力计开始计数信号 P_3 的灵敏度。如上法，使 P2.S 的电压为 200mV。

电位器 VR_4：调整压力计开始计数信号 P1 的鉴别电压。调整 VR_4，使 P1D 点的电压为 1.0V。

电位器 VR_5：调整压力计开始计数信号 P_2 的鉴别电压。调整 VR_5，使 P2D 点的

电压为 2.0V。这个电压明显高于 P_1 和 P_3 的鉴别电压，为防止正常计数时 P_2 信号误动作。

电位器 VR_6：调整压力计开始计数信号 P_3 的鉴别电压。调整 VR_6，使 P3D 点的电压为 1.0V。

电路板上的可调元件就都介绍完了，调整的原理最好参照电路图加以分析才能深入理解。此外，管路方面还有一只负压调节器有时需要调节。它的功能是使负压自动地保持在正常值 -20kPa（-150mmHg）左右，上下误差小于 0.7kPa（5mmHg）。这个调节器在机器右侧中部上端的负压调整窗口内可见。由上向下看，顺时针负压减小，逆时针负压增加。调节时先取下废液瓶放气盖，接上负压表；接上电源后转动电位器使其负压指示在 -20kPa（-150mmHg）；接着计数 3~4 次，检查负压有否变化，否则要重新调整。调整负压电位器时，要求使用无感螺丝刀。

机器右侧后部的稀释器，负责血液样品的一段稀释（500 倍）和二段稀释（100 倍）。分别有两个螺钉微调一段稀释和二段稀释的倍率。这两个螺钉下面各有一只紧固螺丝，调整时先把紧固螺丝松下，将一段稀释的螺钉向左转，稀释率降低，液样变浓；将二段稀释的螺钉向右转，稀释率降低，液样变浓。没有充分把握，请不要随意调节稀释倍率。

第七章　磁共振波谱分析仪

核磁共振（nuclear magnetic resonance，NMR）是原子核磁矩在恒定磁场和高频磁场的作用下，满足一定条件时所发生的共振吸收现象，是一种利用原子核在磁场中的能量变化获得核信息的技术。目前，核磁共振已在物理学、化学、材料科学、生命科学等领域得到广泛应用，使医学科学产生了一次飞跃性的发展。磁共振波谱分析（magnetic resonance spectroscopy，MRS）、磁共振成像（magnetic resonance imaging，MRl）和磁共振血管造影（magnetic resonance angio graphy）共同组成磁共振医学。MRS 是利用磁共振中的化学位移来测定分子组成及空间构型的检测方法，是检测体内化学成分唯一无创性的检查手段。

本章主要介绍核磁共振的基本原理，磁共振波谱分析仪的结构、操作、安装和临床应用等。

第一节　核磁共振的基本原理

生物体组织能被电磁波谱中的短波成分穿透，而中波成分紫外线、红外线、微波将受到阻挡。但是，人体组织能被磁共振产生的长波成分穿透，这是磁共振能用于临床的基本原理。

一、原子核的磁矩

磁共振研究的对象是具有磁矩的原子核。原子核是带正电荷的微观粒子，它的自旋运动将产生磁矩，但并非所有的原子核都有自旋运动，只有存在自旋运动的原子核才具有磁矩。

原子核的自旋运动与自旋量子数 I 相关。只有那些 I 不为 0 的原子核才有自旋运动。原子核按自旋量子数 I 的数值可分为三类，见表 7－1。

自旋量子数 $I=1/2$ 时，电荷均匀分布于原子核表面，呈球形分布，磁共振现象较为简单，原子核在磁场中只存在两种能级状态。其中研究得最多的和应用最广的是 ^{1}H 和 $^{1}3C$，其次还有 ^{15}N、^{31}P 等。

自旋量子数 $I > 1/2$ 时，电荷在原子核表面呈非均匀分布，这种原子核都具有特殊的弛豫机制，常导致磁共振的谱线加宽，这对于磁共振的信号是不利的。

当一个原子核置于外加磁场中时，由于核自旋磁矩和磁场的相互作用，自旋角动量在空间取向发生变化，自旋取向不再是任意的，而是量子化的。自旋取向的数值等于 $21 + 1$，即自旋取向与自旋量子数有关。例如，若 $I = 1/2$，自旋取向有 $2 \times 1/2 + 1 = 2$ 个。若 $I = 1$，自旋取向有 $2 \times 1 + 1 = 3$ 个。

表 7－1　原子核的自旋量子数

原子核的种类	质子数	中子数	自旋量子数 I	MRS 信号	原子核举例
第一类	偶数	偶数	0	无	^{12}C，^{16}O，^{28}Si，^{32}S
第二类	偶数	奇数	1/2，3/2，5/2...	有	^{13}C，$^{17}0$，^{31}P
	奇数	偶数		有	^{1}H，^{3}H，^{23}Na，^{39}K
第三类	奇数	奇数	1，2，3...	有	^{2}H，^{14}N，$^{35}C1$，^{58}Co

二、磁 共 振

在静磁场中，具有磁矩的原子核存在着不同的能级。若运用某一特定频率（符合量子化条件的频率）的电磁波（RF 波）照射样品，原子核可进行能级间的跃迁，这就是核磁共振现象，简称为磁共振现象。取消电磁波的照射后，激发核可通过电磁辐射再退回到低能态。

原来杂乱无章的原子核置于外磁场后，核的自旋将不再是无序无定向的，而是有一定的取向。一个处于静磁场中的自旋原子核除绕其自旋轴旋转外，自旋轴还与静磁场保持某一夹角，原子核绕静磁场进动，称为 Larmor 进动。陀螺在重力场中的进动类似于自旋原子核在静磁场中的进动。Lannor 进动取静磁场方向，称为顺向排列，这种原子核处于低能级状态，以固有的角动量旋转，此即为核进动。Larmor 进动也存在取逆静磁场方向的，称为逆向排列，这种原子核处于高能级的状态。

进动频率称为 Larmor 频率，Larmor 频率的大小由静磁场强度和核的性质所决定。Larmor 频率与静磁场强度成正比，如式 7－1 所示。

$$f_0 = \frac{r}{2\pi} \text{或} \omega = rH_0 \tag{7－1}$$

式中，f_0 表示 Larmer 频率，r 是核子的旋磁比常数。H_0 为外磁场强度，ω 表示进动角速度。

若射频波能量恰好等于两个能级状态的能量差时，处于低能态的原子核就吸收射频波，而跃迁至高能态，即产生核磁共振，称为共振吸收。取消射频波后，原子核又把吸收能量中的一部分以电磁波的形式发射出来，称为共振发射。共振发射出

的能量用射频接收线圈接收下来，就是共振信号。

对于同一种原子核发生共振时，照射频率 f_0 的大小取决于外磁场 H_0 的大小。在 H_0 增加时，原子核发生共振，照射频率也应增加；反之，则减少。对 I 均为 1/2 的不同原子核来说，若 H_0 固定，共振频率 f_0 共振取决于核本身的旋磁比 r。r 大的核，发生共振时所需的照射频率也大；反之，则小。

三、弛豫过程

（一）弛豫过程

当电磁波脉冲停止后，激励过程即告完成。受激发的原子核又在静磁场的作用下，释放吸收能量，恢复到低能级状态。退激有两种方式，一是通过辐射跃迁，二是通过直接将能量传递给周围核或晶格而以非辐射跃迁形式退激，这一过程称为核磁弛豫（relaxation）过程。

（二）弛豫时间

弛豫过程所需要的时间称为弛豫时间。即受激核自旋与周围物质交换能量的时间，或者说是原子核之间恢复到平衡所需要的时间。一般来说，弛豫时间可用两个时间值描述，即纵向弛豫时间（T_1）和横向弛豫时间（T_2）。

1. 纵向弛豫时间　纵向弛豫时间也称作自旋 – 晶格弛豫时间（T_1）。核自旋与周围物质进行热交换，最后达到热平衡。即能量不可逆性地散布于样品物质的“晶格”中，化为热量或诱发分子运动。纵向弛豫成分表明核与其周围环境的相互关系，如在室温条件下，纯水的 T_1 值约为 3s。准确测量 T_1 可以提供标本中其它物质的特性信息。

在平衡状态下相邻能级的核数分布，满足玻尔兹曼分布。在磁场中的原子核，核自旋受到两种作用的支配，一是受外磁场作用使核磁矩取平行于外磁场的方向，使其本身的能量达到最低；二是由于热运动使各能级上的核自旋密度分布趋于相等，最后达到平衡状态。在核系统中，经过共振吸收能量之后，核数在高低能态上的密度就不再符合玻尔兹曼分布。此时通过自旋—晶格弛豫共振发射，使高能态上的核数逐渐减少，低能态上的核数逐渐增多，直到符合玻尔兹曼分布，达到平衡状态。这个过程以磁化强度在纵向分量的恢复为标志，所以又叫纵向弛豫时间。

2. 横向弛豫时间横向弛豫时间称作自旋 – 自旋弛豫时间（T_2），即能量可逆性地转移到其它正在共振的原子核上，使其相位的一致性丧失。这是同类核自旋之间能量的交换，测量横向弛豫成分，表明核与邻近核的相互关系。每个核本身的磁场能影响邻近的核。当射频脉冲停止时，它们从位相中飘浮，T_2 从位相进动到平衡，也可提供不同组织的更多的信息。设在核系统中有两个处于高低能级的核自旋，高能级的核跃迁到低能级时放出一份能量，处于低能级的核吸收这份能量时，则跃迁

到高能级，这样，两个核自旋发生了能量交换。就整个核系统来说，总的能量并无变化，由于这个过程是由磁化强度矢量来表示的，故叫横向弛豫时间。核自旋与周围物质的能量交换，首先是通过自旋－自旋弛豫进行的。在原子核释放能量时所发出的射频电磁波信号称作自由感应衰减（FID），它的时间长短也是一种信号。在恢复过程中，各个邻近的自旋着的原子核本身所具有的微磁场也相互作用，分别以不同的速度开始进动，直到恢复到静磁场主轴的取向位置，FID 信号从开始发出到最后消失为止。此过程所持续的时间称自旋－自旋弛豫时间（T_2），它所反映的是被研究的原子核之间的相互作用。

四、磁共振信号

磁共振信号的频率主要取决于两个方面。一个是旋磁比，这是原子核的固有属性；另一个是共振原子核所处位置的磁场强度。影响磁场强度的因素有外加磁场的磁场强度和该原子核周围的电子和邻近原子核周围电子的作用。这些电子与外磁场相互作用，改变原子核周围的局部磁场强度，这种现象称为化学位移。因此，某一样本中每一种化学组分的不同原子核都将以略有差异的频率发生共振，从而产生不同的磁共振信号。化学位移所产生的磁共振频率差异非常小，所以磁共振波谱分析仪要求外磁场必须很强且十分均匀，外磁场在均匀性上有一点微小改变，都将使化学位移引起的微小信号无法辨认。

（一）磁共振信号峰的影响因素

对溶液中的化学成分来说，磁共振信号是由一系列比较狭窄的波峰组成，波峰的位置反映原子核的种类，波峰的高度反映受检原子核的数量。每个波峰的尖度称为线宽，它受以下因素的影响：

1. 外磁场的均匀性　如果均匀磁场的最大范围超过了受检标本的容积，即称为”匀场”磁场；

2. 受检样品本身可改变磁场的均匀性　样品磁场不均匀时将使波峰加宽；

3，横向弛豫时间（T_2）　横向弛豫时间越长，线宽越窄；横向弛豫时间越短，线宽越宽。许多因素可使横向弛豫时间缩短，如大分子的相互作用，液体的粘度及顺磁性物质的存在等。

一般而言，MRS 检出的信号比氢原子（^1H）MBI 所获得的信号要弱得多。因此，MRS 实验必须重复多次，使计算机记忆系统内接受的叠加信号达到能检出的水平，并能克服噪声的干扰。采集一次 MRS 波谱通常需要数分钟，它所获得的数据，代表在此时间内采集信息的叠加结果。每一次 RF 脉冲都引起原子核自旋系统的一次骚乱，因此在两次脉冲之间需要延搁一段时间，使自旋的原子恢复平衡状态。这种平衡的恢复通常与纵向弛豫时间（T_1 值）呈指数关系，需要几分之几秒或数秒的

时间。如果 RF 脉冲较快，不能在“充分弛豫状态”下获得波谱，即形成“部分饱和”波谱。

（二）磁共振波谱分析的数据处理

MRS 分析的数据处理一般包括以下内容：波峰的位置即化学位移值，代表物质的种类；波峰高度（即波峰强度）；半峰线宽，代表波峰的尖锐度；峰域，如果实验重复的较慢能在充分弛豫状态下进行的话，峰域代表波峰总面积，与标本内受检成分的浓度呈正比；峰型，分为 lorentzian 形与 Gaussian 形 2 种，或为混合形。此外，还要看波峰是否对称。

第二节　磁共振波谱分析仪（MRS）的结构

磁共振波谱分析仪（magnetic resonance spectroscopy，MRS）装置的设备相当复杂，各型产品有所差异。但基本设备均由两部分组成，一部分是磁共振信号的发生与采集部分，它主要包括磁体、射频。另一部分是数据处理及图像显示部分。图 7－1 是磁共振波谱分析仪的基本结构示意图。

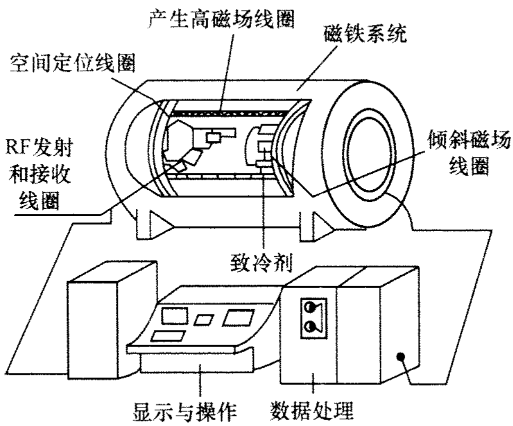


图 7－1　磁共振波谱分析仪的基本结构示意图

一、磁　体

磁共振波谱分析仪所用的磁体主要有超导型磁体和永磁体两种，常导型磁体因磁场强度小，磁场均匀性受温度影响大而不能用于磁共振波谱分析，可用于磁共振成像。无论何种磁体，为了使磁体的磁场趋于均匀，常使用匀场线圈。

（一）超导型磁体

超导型磁体的导线由超导材料制成。该类机型的磁体结构最复杂，产生静磁场线圈的导线用特制超导材料（多股铌钛合金）制成。要求这种合金导线的粗细均匀、绕制整齐、中间无接头。这种导线在温度低于某一温度值时，导线电阻极小，呈现出”超导”状态，可允许通过非常高的电流而耗散功率极小。该类机型可以做得磁场强度很大，磁场均匀稳定。它能够进行磁共振成像，也可进行磁共振波谱分析等。图像、谱图质量较高。超导型磁体具有如下特点。

1. 场强大，试用的仪器已有 4.7T 产品。

2. 磁场稳定且均匀，不受外界温度的影响，可用于磁共振波谱分析，还可以用于磁共振血管造影。

3. 磁场可关闭，且磁场强度可以调节，可以一机多用。

4. 为了保持超导状态，导线必须浸泡在液氦中（温度为 4.2K）。因此，需要昂贵的冷却剂（尤其是液氦），使日常维护费用增高。工艺复杂，造价较高。

（二）永磁性磁体

永磁性磁体是由许多块铁磁性材料组合而成，只有安装得恰当合适，才能保证磁场的均匀度。近年来永磁材料已改用稀土合金，产生的磁场强度提高了，磁体重量也减轻了。永磁性磁体具有如下特点。

1. 造价和维持费用低，不耗电，不耗冷却剂。

2. 边缘磁场小，磁铁本身为磁力线提供了反馈通路，磁场发射程度小，对周围环境影响小。

3. 磁力线垂直于孔洞，可使用螺线管射频线圈，有助于提高信噪比。

4. 场强低（只能达到 0.3T～0.35T），重量大。

5. 磁场稳定性较差，要求室温波动不大于 1℃，因此均匀性也较差。

6. 磁场不能关闭，一旦有金属吸附其上就会影响磁场的均匀性。

（三）匀场线圈

无论何种磁体，在制造过程中都不可能使磁体的磁场绝对均匀。另外，在磁共振波谱分析仪的周围环境中，铁磁性物体及其它大型电子、电磁设备等对仪器都将产生影响，都将使磁体磁场的均匀性受到影响。为了使磁体的磁场强度趋于均匀，可采用被动地贴补金属小片和主动地调整匀场线圈的方法。

匀场线圈是带电的线圈，产生小的磁场以部分调节磁体磁场的不均匀性。匀场线圈可以是常导型的，也可以是超导型的，在常导型匀场线圈中，由匀场电源供给电流。

二、射频系统

射频系统主要由射频发生器（发射部分）和探测器（接收部分）两部分组成。发射部分由发射器、功率放大器和发射线圈组成；接收部分由接收线圈和低噪声信号放大器组成。

（一）发射部分

射频脉冲是诱发磁共振现象的主导因素，发射的脉冲频率与主磁体产生的静磁场正交，发射的脉冲频率也需要与静磁场强度相匹配。它由能产生宽带频率的合成器发出，既需要发射波有精确的时相性，又需要复杂而准确的波形，整个过程需要由计算机控制，在计算机的控制下能够调节到最佳点。它产生的频带接近 Larlnor 频率，并非恰好等于 Larmor 频率。这些发射波由射频线圈放大并发射出去。发射线圈也可作为接收器，接收进动原子核发射的放射波，当然也可采用第二个线圈担任接收功能。一般发射器的功率为 0.5kW ~ 10kW，合格的发射功率应能激励所在区域内的全部原子核，以取得最大的信号强度。

每种原子核的共振频率为 $\omega = \gamma H_0$，不同原子核的旋磁比 7 不同，在相同外磁场条件下彼此的共振频率 ω 必然不同。例如，在 1.0T 条件下氢核的共振频率为 42.58MHz，钠核为 11.26MHz，要想做多种原子核的共振波谱，发射器与接收器的频率范围必须较宽。

（二）接收部分

信号从接收线圈传到预放大器，旨在增加信号强度，以免后处理过程减弱了信噪比。信号从预放大器传至相位敏感检测器，发生解调作用，从信号中减去接近 Larmor 频率的无关波形，使信号呈千赫范围，然后经计算机处理并转化为 MRS 谱图。

三、数据处理及图像显示系统

一般采用固定电磁波频率，然后连续改变外加磁场强度进行扫描。当某种原子核的 Larmor 频率与照射频率相同时产生共振，原子核发生跃迁。此时，接收线圈因感应而产生电流，经放大器放大后，在记录仪上描记下来，从而获得磁共振信号。这种把射频线圈的频率固定，利用改变磁场强度进行扫描的扫描方式被称为扫场（field – sweep）。反之，如果把磁场固定，而利用改变射频线圈频率进行扫描的扫描方式称为扫频（kequeneysweep）。后者往往限于在某种特殊测定法中使用。

不管是扫场扫描还是扫频扫描，为了提高仪器的分辨率，必须注意样品管的转

速，测定时样品管的转速不可太低和太高。太低了将出现附加的边峰，即在强吸收峰的两旁出现对称的小峰，称为旋转旁带。太高了在样品管中可能会形成涡流空洞，即涡流所形成的旋涡深入溶液的观测区，严重影响分辨率。多数仪器规定旁带与产带的高度之比小于2%即为合格。

在扫描吸收信号时，若扫描速度太快，使磁场的扫描速度不能满足慢通过条件(指磁场强度通过共振点的耐间比弛豫时间长得多)，这时在一个强尖峰的后一端，可见衰减振动，称之为“尾波”。若图谱毫无尾波，即表示该仪器分辨率不佳，影响谱的质量。如扫描速度特别快，信号将严重失真，此时尾波也不是很明显。一个谱的描记时间，一般为5min～20min。

四、其它部件

1. **电源柜**　电源柜包括带屏蔽的电源变压器、产生主磁体磁场的大功率稳压稳流直流电源，射频脉冲电源、供给辅助磁场的电源和供给计算机、图像处理系统、存储器、多幅照相机的电源等。

2. **样品台**　测量样品使用和盛放容器的台面都要求用非磁性材料制成。

3. **致冷系统**　致冷系统分为液氮致冷、液氦致冷和水致冷三种。

第三节　磁共振波谱分析仪的操作与安装

磁共振波谱分析在骨骼肌代谢异常的研究与诊断方面取得了较大的进展，各种原发性和继发性肌病在MRS上均有各自的特点。用MRS监测体内的化学成分是临床诊断的重要课题，主要的技术问题是提高仪器的灵敏度。磁共振信号很弱，在1.5T～2.0T条件下波谱的信噪比较好。提高灵敏度最简捷的途径是增加磁场强度。MRS的定位技术也有待改进，尤其是减少涡流。化学位移成像或多点MRS在将来势必取代当前采用的单点MRS。MRS的临床应用最终将包括诊断与疗效监测两个方面，尤其是缺血、梗塞及恶性肿瘤。磁共振波谱学方兴未艾，它对生化组分与能量代谢研究的价值远非MR图像所能比拟，但波谱曲线分析不如图像易于辨认与推广，近年来各国学者正试图使MRS谱图图像化、彩色化，已经取得了初步的成果。

一、表面线圈技术的改进

高分辨率的磁共振波谱分析实验可以采用表面线圈，表面线圈的空间定位主要取决于线圈的大小，表面线圈的局部分辨力优于常规线圈。

获得比较精确的波谱需要梯度磁场或磁共振成像使用的 B_0 磁场，或者是 B_1 RF 磁场。但磁共振波谱分析所需要的梯度磁场与磁共振成像所需要的梯度磁场相反，说明磁共振波谱分析需要改良基本的成像技术。目前各种磁共振波谱分析仪为了提高谱图的质量，均使用不同的表面线圈，用来提高信噪比，减少相位编码交换点，并提供最佳信号定位，可以清晰地显示图谱。

（一）表面线圈 $B_{梯}$ 度磁场法

这一技术涉及深部脉冲与旋转支架两个问题。深度脉冲技术由相位环形序列组成，可以检查环绕 B_1 磁场长度一圈的信号。该技术对运动伪影可能相当敏感。但无法避免组织表层信号对兴趣区的污染，至今很少用于活体组织的研究。旋转支架实验采用 B_1 梯度磁场成像，但不启用 B_0 梯度磁场。故可以用于局部的波谱分析，能克服纵向弛豫时间的污染效应，因而能够用于活体实验。

（二）B_0 梯度磁场法

B_0 梯度磁场法包括稳定磁场梯度、局部磁共振与坐标技术三个内容。稳定磁场梯度主要是聚焦稳定磁场在一个小容积上产生高度均匀的场强，小容积之外的磁场均匀性迅速衰退。通过反复使标本在匀场区逐渐地产生影像，最后勾画出标本的图谱。局部磁共振法是采用特殊的匀场线圈产生小区域高度均匀的磁场，并可适当控制匀场容积的大小。坐标技术是指用导线坐标破坏坐标以外磁场的均匀性，抑制其信号，同时收集坐标内的标本信号，但在活体组织内应用尚待积累经验。

（三）开关 B_0 梯度磁场技术

开关 B_0 梯度磁场技术包括化学位移成像、深度分析表面波谱、容积选择激励、空间分析波谱、活体波谱选择成像等技术。化学位移成像是采用开关 B_0 磁场梯度的方法，根据特殊化学位移的磁共振信号构成可见的图像。目前该技术主要用于分辨水和脂肪。深度分析表面波谱技术可采用表面线圈，也可以多层叠加在感兴趣区制成代谢产物二维波谱图（地形图）。如果迅速关闭梯度磁场而涡流极小可以用于定位检测。但在采集自由感应衰减（FID）之前需要一个梯度重焦脉冲。活体波谱选择成像是在磁场梯度的前提下采用频率选择脉冲，使兴趣区的磁化矢量顺着 B_0 磁场的方向。活体波谱选择成像采用的频率选择脉冲为反转脉冲，每一次也只能产生某一区域的波谱。由于需要收集一系列 FID 以完成定位，活体波谱选择成像对运动伪影比其它技术更为敏感。近年来在活体波谱选择成像实验中补充了改良的反转脉冲，使选择性有所提高。

二、磁共振波谱分析仪的安装

（一）影响图谱质量的原因

磁共振波谱分析仪的性能直接影响图谱的质量。如磁场的均匀度、稳定度、射

频脉冲的强度、主磁场的强度、表面线圈的信噪比、计算化学位移的精确度和采样矩阵的大小等。

（二）磁共振波谱分析仪的安装要求

1. **磁场屏蔽**　磁共振波谱分析仪的磁场对附近的电子及电磁设备产生不良影响，对带有心脏起搏器及神经刺激器的患者造成危险，所以必须对磁共振波谱分析仪加以屏蔽，对磁体及磁场加以保护。另外，较大的铁磁性物体如汽车、钢瓶等从附近经过，也会影响磁体的均匀性，造成图谱质量下降。磁屏蔽设施多以廉价的铁制造，近年来也采用超导线圈以抵消磁体远处的磁场。

2. **稳压电源**　电源电压的波动不得超过±1%，频率变化不得超过±5%，电源的功率视机型而定。

3. **恒定的温度和湿度**　温度和湿度会影响磁场的稳定度，加空调和排气设备是必要的。计算机室的温度一般要求在25℃左右。超导型机产生液氮和液氦蒸发气体，因此，对此类机还要求有良好的通风排气设备。

第四节　磁共振波谱分析仪的临床应用

一、活体磁共振波谱分析

（一）^{31}磷（^{31}P）

图7－2，为三种ATP的波峰（α、β、γ）。ADP的α与β磷酸盐与ATP的α与β磷酸盐相互重叠。由于ADP的浓度很低，正常活体组织采用^{31}PMRS几乎查不出ADP。通常用ATP的β峰测定ATP的浓度，因为此区内无其它波峰与之重叠，其基线又很平坦。在γ－ATP波峰的左侧为PCr（磷酸肌酸）波峰，再左侧为磷酸二酯的波峰，主要由甘油磷酸胆碱与磷酸氨基乙醇组

（二）^{1}氢（^{1}H）

氢原子核中的质子是人体内最丰富的核子。^{1}H磁共振波谱存在的问题是巨大的脂质波峰可以掩盖脂质代谢产物的共振波谱。因此，这一技术主要用于对脑组织的研究，用于其它含脂质的组织则有一定的困难。

图7－3是活体鼠脑的1^{H}波谱。在肌肉运动、缺血与缺氧之后乳酸盐（Lac）的浓度迅速升高。由此可见，测定组织乳酸盐浓度将是^{1}H磁共振波谱临床应用的重要领域。各种其它代谢产物如氨基酸、神经递质也可以测定。

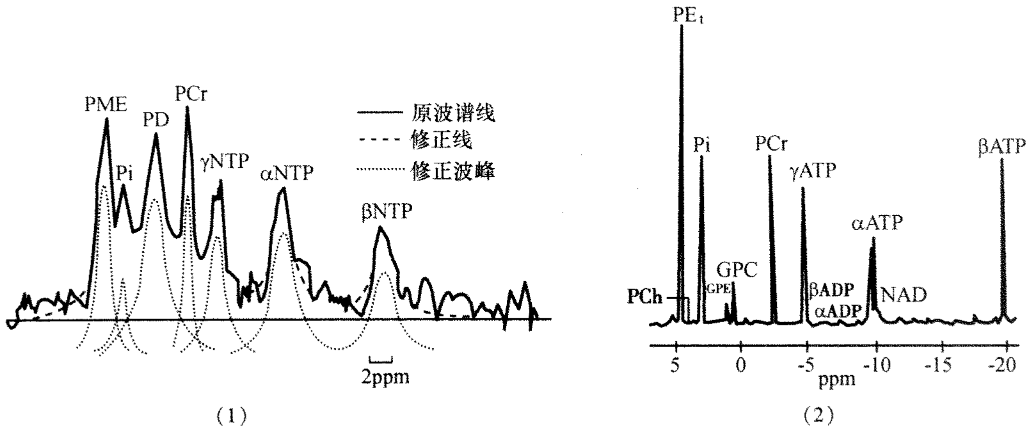


图 7－2　脑^{31}P 磁共振波谱

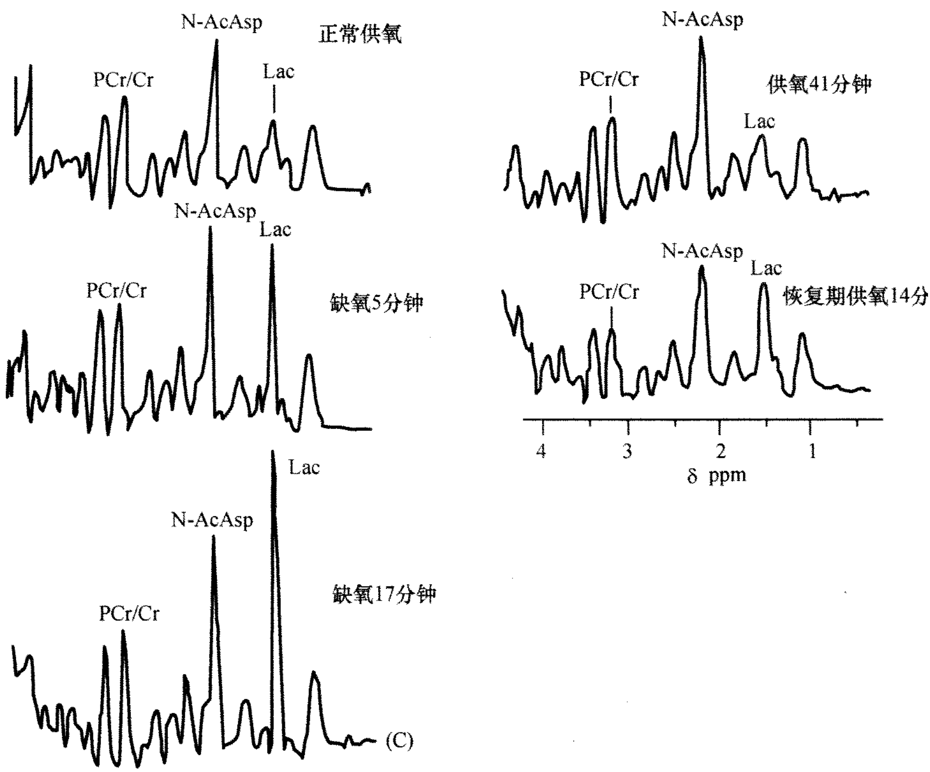


图 7－3　鼠脑缺氧与恢复过程 H 磁共振波谱图

（三）^{23}钠（^{23}Na）与^{39}钾（^{39}K）

钠是细胞外液主要的阳离子，钾是细胞内液的主要阳离子。钠钾激活 ATP 酶位于细胞膜内，其活性维持着这两种离子在细胞内外的浓度差。MRS 可查出钠离子与

钾离子，它们均为 4 价原子核，对暂时性固定极为敏感，因固定不动将使其信号加宽。^{23}Na 磁共振已用于研究某些组织细胞内钠的调节，但是对^{23}Na 信号强度变化的解释必须慎重，因为它可能代表四价增宽效应的变化，而并非钠浓度的真正改变，观察到的信号强度既反映细胞内钠，也代表细胞外钠。

Adam 证实，钾灌注与耗竭均可引起^{39}K 磁共振信号的变化，它与整个组织内钾离子的改变呈正比。^{39}K 磁共振波谱分析可以无创性地检查动物或病人钾离子内环境稳定性的变化，也可用于检查利尿剂的作用和其它生化改变。^{39}K 的旋磁比很低，但因为细胞内钾十分丰富，弛豫时间很短，可以接受快速脉冲，在高场强 MR 系统中能够迅速查出^{39}K 的信号。图 7 – 4 是脑、肾、肌肉中的^{39}K 磁共振波谱图。



图 7 – 4　^{39}K 的磁共振波谱图

（四）^{14}氮（^{14}N）与^{15}氮（^{15}N）

MRS 可以查出^{14}N 和^{15}N 的原子核。^{14}N 是一种在自然界含量十分丰富的元素，^{15}N 的自然含量很低。标记^{15}N 可以用于以检查氮的活动，但在活体组织中这方面的应用尚不多。图 7 – 5 为活鼠肾的^{14}N 磁共振波谱。

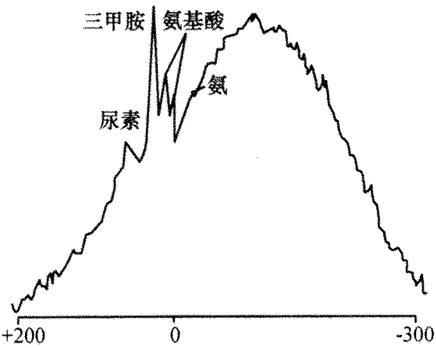


图 7 – 5　^{14}N 的磁共振波谱（活鼠肾）

（五）^{19}氟（^{19}F）

活体内几乎没有天然的^{19}F，^{19}F 磁共振信号均是外源性含氟化合物的成分。图 7 – 6 为麻醉代谢跟踪的^{19}F 的磁共振波谱图。

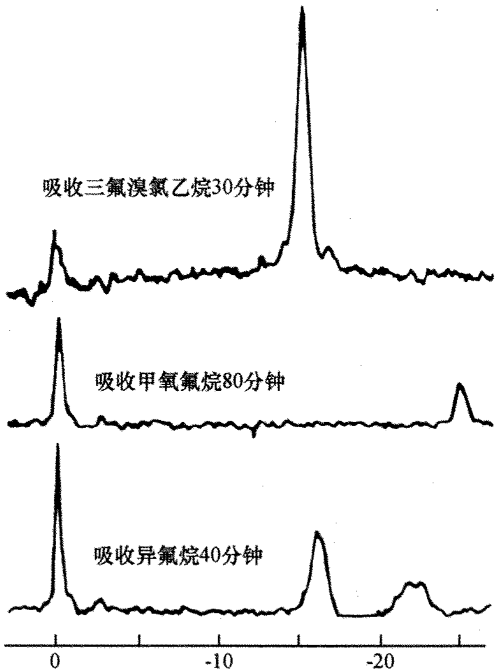


图 7－6　^{19}F 的磁共振波谱图

（六）^{13}碳（^{13}C）

自然界最丰富的碳原子核是^{12}C，而^{12}C 无磁共振信号。^{12}C 可用作标记元素引入到活体内，用 MRS 追踪标记化合物的代谢，为研究化合物的代谢途径以及调节机制提供了一种好方法。

二、各脏器组织的 MRS

（一）肌肉

MRS 最初检查完整组织的代谢浓度就是在离体肌肉内进行的，^{31}P MRS 广泛用于研究肌肉的生理学、代谢控制及病理改变。与其它内脏相比，肌肉组织均匀，适于进行 MRS 的研究。但是肌肉内的结缔组织、脂质组织和各类纤维含水，给 MRS 波形的解释带来一定困难。

采用^{31}P MRS 研究肌肉代谢与 pH 值。正常人运动后磷酸肌酸（PCr）迅速消耗，ATP 浓度无明显变化或略有下降。所有的研究都表明，运动后 PCr 迅速减少，无机磷酸盐（Pi）相应升高，并伴随 pH 值下降。一旦运动停止，糖原酵解过程即自行关闭，此时需要 Ca^{2+} 维持磷酸化激酶的活性，见图 7－7。

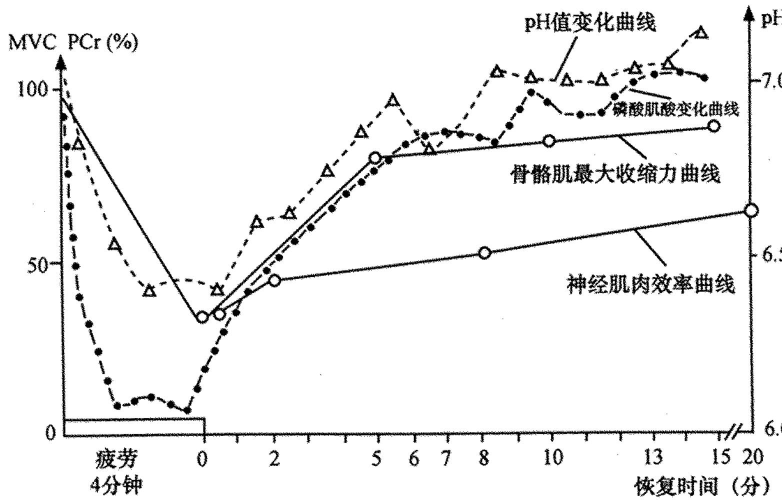


图 7－7　肌肉收缩后运动与恢复的关系示意图

（二）心脏

活体心脏的^{31}P MRS 波谱与肌肉相似，但与无机磷酸盐（Pi）及 ATP 相比其磷酸肌酸（PCr）的浓度略低，可能由于心肌频繁收缩而骨骼肌休息较多，导致稳态的 PCr/ATP 比率偏低而 ADP 较高。某些动物心脏波谱中可见磷酸二酯。另外，离体心脏^{31}P MRS 可查出红细胞内的 2，3－二磷酸甘油酸盐，在心室血液中含量很多。因此，在活体心脏中对 Pi－磷酸一酯区的解释有一定困难。

^{31}P MRS 的另一重要作用是研究心肌缺血对代谢的影响，如图 7－8 所示。在绝大多数病例中心脏完全缺血几秒钟内心肌即停止收缩，伴随 PCr 进行性下降，Pi 上升，几分钟内即发生局部酸中毒。Nunnally 与 Bottomley 首次在兔心室表面安放小的表面线圈以研究冠脉阻塞后局限性心肌缺血的代谢改变时发现，使用 Verapamil 及氯普马嗪对心肌有明显的保护作用。

（三）脑

脑组织代谢的无创性研究是 MRS 的重要课题。Chance 首先获得脑部^{31}P MRS 的波谱，他将麻醉的小鼠放在 NMR 球管中，采用常规 NMR 波谱仪完成了这一实验。有学者用表面线圈与^{31}PMRS 研究了脑组织代谢的不同方面。发现成年动物脑组织的磷酸二酯波峰由甘油酸－3－磷酸胆碱、甘油酸－3－磷酸氨基乙醇及其他代谢产物组成。

采用^{13}C MRS 研究几种动物的脑组织，显示出乳酸盐、谷氨酸与谷氨酸盐的^{13}C 磁共振波谱。缺氧使^{13}C 标记的乳酸盐信号增加，但氨基酸也稳步上升。这些实验证实^{13}C 标记研究有一定的临床价值。

（四）肾脏

Adam 用^{31}P MRS 研究肾脏，发现 pH 是肾脏产氨的重要信号。他研究了导致产

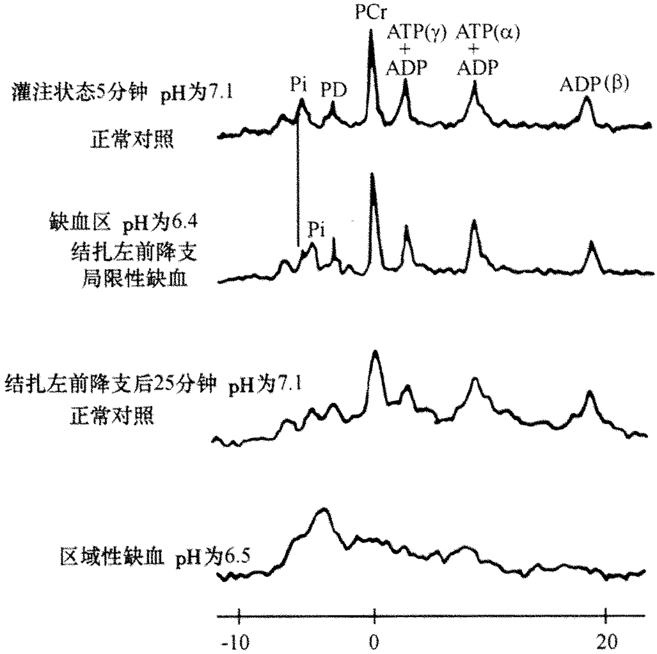


图 7－8 心肌局限性缺血的波谱图

氨的各种酸碱失衡性疾病，发现急性代谢性酸中毒使肾脏 pH 值由 7.35 降至 7.16，慢性代谢性酸中毒使肾脏 pH 值由 7.35 降至 7.26。

（五）肝脏、大肠与生殖器官

采用^{13}C MRS 研究鼠肝的糖原代谢，证明 100% 的肝糖元均可显示。灌注^{13}C 葡萄糖标记的糖原后其波谱发生改变，灌注高血糖素可使糖原分解加速。

Karczmar 做了小肠与大肠的^{31}P MRS 研究。肠含相当数量 PCr，是由于平滑肌比较多。肠缺血后 PCr 与 ATP 迅速耗竭，P1 迅速升高。

（六）恶性肿瘤

Evanochko 研究了活体癌肿的 MRS 波谱。Damadiam 证实恶性肿瘤组织在^{1}H MR 中弛豫时间明显延长。许多学者通过^{31}P MRS 研究了肿瘤细胞高能磷酸盐的代谢改变。

按照肿瘤的生长期与大小不同，可观察到不同的^{31}P MRS 波谱。

不同类型实验反复证明，肿瘤对治疗有迅速的波谱反应。这些令人鼓舞的实验结果表明，MRS 可用于监测肿瘤治疗效果，有利于判断某种疗法的疗效。

第八章　计 数 器

第一节　γ放射免疫计数器

一、概　　述

1959 年 Berson 和 Yalow 建立放射免疫分析技术后，很快在基础医学、临床医学的科研和诊断中得到越来越广泛的应用。放射免疫分析是利用放射性同位素检测技术的高度灵敏性和免疫学反应的高度特异性相结合而发展起来的一项新的超微量分析技术，已经被公认为是一种敏感、准确、特异性强和较为简便的方法，已成为医学上重要的不可缺少的有力的检验手段。

目前，应用放射免疫分析技术来检测人体血液和组织中的许多微量活性物质，是评价内分泌腺体功能、免疫功能、药理作用及临床生化的重要手段，在现代分子生物学、生物化学、生理学、药理学、中医基础理论研究、计划生育等重要领域得到日益广泛的应用，在临床的内分泌疾病、恶性肿瘤、心血管疾病、地方病、妇科疾病的诊断上成为重要的手段。放射免疫分析技术的测定结果已成为科学研究和临床诊断中重要的参考数据。

我国在 70 年代首先研制 γ 井型单管免疫计数器，之后在 80 年代率先研制出 FJ2003/50 型自动丁免疫计数器，可连续自动测量 50 个样品瓶，能在线性计算结合率值并打出结果，这是 γ 免疫计数器向自动化测量的在线性数据处理发展的第一步。但还必需靠人工做剂量反应曲线、反查浓度等数据处理工作。接着，国内又研制出 FJ2008 全自动了免疫计数器，配用 Z80 单板微型计算机，可进行 200 个样品管的连续自动测量，并通过计算机实时处理数据，进行剂量反应曲线的拟合、浓度反查、误差和质量控制参数的计算，这是我国第一代智能化的全自动 γ 免疫计数器。随着放射免疫测量技术和计算机技术的不断更新和发展，γ 免疫计数器的研制和生产日新月异，逐步形成比较完整的产品系列。

随着科学技术的发展，我国的放射免疫分析技术发展非常迅速，相继建立了各

种各样的测定方法，商品药盒的品种愈来愈多，国产的放免测量仪器有了成熟的系列产品，已初步建立了放射免疫分析技术发展的基础，在临床诊断和科学研究中发挥了巨大的作用。

二、工作原理

工作原理见图 8-1。

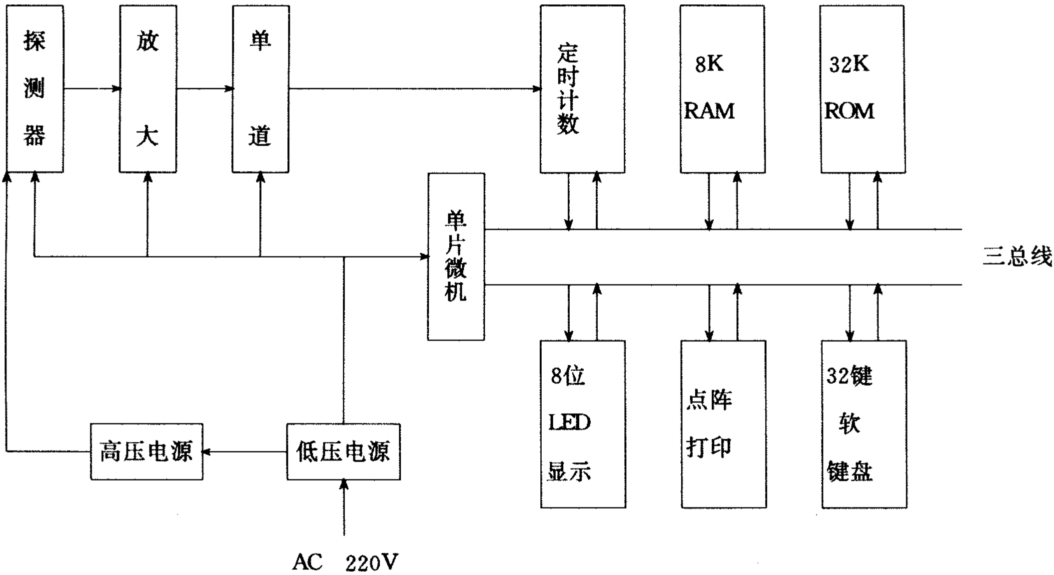


图 8-1 FJ-2008 全自动 γ 免疫计数器原理框图

当 γ 射线作用于 NaI 晶体时，就以三种效应将能量损失在晶体内。闪烁晶体的原子或分子接收了能量受到激发。这些被激发的原子或分子在退激过程中，将以发光的形式释放能量。晶体发出的短暂闪光称为光脉冲。光脉冲耦合到光电倍增管的光阴极，引起光阴极发射光电子。该光电子在光电倍增管中渡越而被倍增，最后在其阳极上形成一短暂的电子流即电流脉冲。这样，光电倍增管就完成了将光能转换为电能，将光信号转换为电信号的任务。此时，电脉冲出现的次数就代表了测量到的 γ 粒子的数量，电脉冲的幅度代表了 γ 粒子的能量。

从探测器输出的是很窄的电流脉冲，它先经过并联的 RC 积分电路展宽成形，成为电压脉冲，再经过前置放大器而进入主放大器。前置放大器具有较高的输入阻抗和较低的输出阻抗，以保证测量与主放大器之间的良好匹配。

如果主放大器的输出脉冲与输入脉冲在幅度上保持正比关系，或者说，对于探测器输出的不同幅度的脉冲，主放大器的增益 K 是一个常数，那么，经过放大后，脉冲的幅度分布与探测器输出脉冲的幅度分布相似，这样测出来的幅度分布就能正

确地反映射线的能谱。因此，测量射线能谱使用的脉冲放大器最突出的一点，就是其幅度特性是线性的，也就是说，脉冲放大器最突出的任务是线性地放大输入脉冲的幅度。主放大器的第二个基本任务是对探测器输出的脉冲适当地整形，使整形后的脉冲有利于脉冲幅度分析器的分析。

仪器中的主放大器是由 13 只晶体管等分离元件组成，它含有三个基本相同的放大节。其输入负脉冲，输出正脉冲。它的成形电路包括一级采用极零相消方法的 RC 微分电路和一次 RC 积分电路，微积分时间常数约为 1us。在增益粗调为 1/8，细调为 5.0 时，放大器增益约为 40 倍。

单道分析器用来对放大器输出的脉冲幅度进行甄别和分析。它主要由上、下甄别器和反符合电路组成。下甄别器的阈值为 E，上甄别器的阈值为 E + △E，即两阈值相差△E，△E 称为道宽。

所有输入脉冲 nin 可按其幅度的大小分为三类；一是 nin < E；二是 E ≤ nin < E + △E；三是 nin ≥ E + △E。

对一类 nin，两个甄别器均无输出。

对二类 nin，下甄别器有输出，上甄别器无输出。

对三类 nin，两个甄别器均有输出。

在单道中，采用了一种所谓“反符合电路”来筛选第二类输出脉冲予以整形输出，达到脉冲幅度分析的目的。

在反符合电路中有两个输入端，一为接下甄别器输出的输入端 A，另一为接上甄别器输出的输入端 B。其逻辑功能是：只有输入端 A 单独有输入脉冲时，它才有输出脉冲，而当两个输入端 A 和 B 同时有输入脉冲时，它就没有输出脉冲。第一类 nin 根本不能触发甄别器，故无信号加到反符合电路，它也就没有输出。在上、下甄别器电路之前，还加有 1/2 衰减器，射极跟随器和鲁宾逊基线恢复器。基线恢复器的作用是保证上、下甄别器在高计数率输入信号下，其基线不产生明显的峰位漂移。

反符合电路的输出脉冲触发一单稳态电路，使输出一个宽度 3μs，幅度约 4V 的正脉冲，这个正脉冲被送往微机中的定时计数器，计算机通过软件程序对它进行采样和处理。

由于该仪器是一种普及型的，用来测量以 ^{125}I 放射性同位素标记的放免样品的设备，因而在该单道中，采用微分和对称测量方式。阈值 E 定在 2.5，△E 定在 1.5。即下阈为 1V，上阈为 4V，窗宽为 3V。这是由于 ^{125}I 放射性同位素的辐射能量决定的。

高压电源由基准电压、差分放大器、功率驱动、直流一交流交换器、四倍压整流和取样回路等部分组成。输出电压的范围是 + 130 ~ 1300V 左右，其输出高压的稳定是采用电压调整稳压方式来实现的。

电路中，差分放大器通过功率驱动电路输出直流电压供给直流—交流交换器，振荡管产生振荡，磁环变压器中的高压绕组产生交流高压，经四倍压整流滤波后，

得到一稳定的高压输出。输出高压的变化量反馈至差分放大器的输入端，经与基准电路比较后，由差分放大器进行调整控制。

仪器中的低电压电源是一标准 NIM 电源，它输出 ± 6V、 ± 12V、 ± 24V 六组电压。从电路图可以看出，这六组电源的电路原理基本相同。以上土 12V 电源为例，取样放大部分采用了单端输入的差分放大器 T_{10}（S_3DG_6D），从而使温度稳定性得到提高。T_8、T_9（3DG6D）组成复合管以改善稳压性能，使输出电压 U 的小变化被放大而控制调整管。T_6（$3CG_3E$）是 T_8、T_9 的负载，它提高了放大倍数，并起到过流保护的作用。当输出电流过大时，此管趋于载止，迫使输出电压降低，防止电流过大而引起元器件损坏。调整管采用复合管，这样做既降低了电源的输出阻抗，又增大了输出电流。

由于计算机为 TTL 电平，而换样机构的工作电压较高，因而在这二者之间加入了一电平转换电路。它接收微机送来的垂直电机启动，垂直电机正反转，水平电机启动，水平电机正反转等 4 个指令传输到换样机构中去，又将垂直电机的上位、下位状态和水平电机的到位状态信息传送给微机，从而起到“二传乎”的作用。

电平转换的另一个作用是用来检查开关置于“开”的，此时，换样机构将根据波段开关所指示的位置而动作：0—由微机控制运行；1—水平后退；2—水平前进；3—垂直上下；4—垂直上下。这就是说，波段开关“0”是正常工作位置，其余四档都是作为自检。请注意，当样品瓶位于测量井中时，严禁将波段开关置于水平运行位置；否则将会引起电路损坏。

自动换样机构受微机控制，完成样品转换功能。为了使换样机构安全可靠地运行和刹车，在电路中，采用了两个伺服电机，3 个微动开关，4 个控制继电器以及附属电路。在两个电机中，一个负责垂直顶样，一个负责水平换样，它们被微动开关和继电器互锁而不能同时动作。在测量换样时，微机首先读入上位、下位和水平状态信息，然后按照程序要求而发出相应启动指令使电机分别动作，从而完成换样过程。

三、主要技术指标及功能

（1）环境条件

①正常使用条件：正常温度 20 ± 5℃；相对温度 ≤ 75%（20 ± 2℃）；供电电源 AC220V ± 5%，50Hz。

②额定使用条件：环境温度 5 ~ 30℃；相对温度 ≤ 85%（30℃）；供电电源 AC220V ± 10%，50Hz。

（2）对 ^{125}I 的探测效率 ≥ 70%。

（3）本底计数率 ≤ 60% min^{-1}。

（4）测量计数的基本误差 ≤ ± 20%。

（5）具有 6 种工作方式供选择。计数；结合率；曲线；浓度；肝炎；脱机。

（6）具有 9 种结合率方式供选择：B/T；B/B_0；B_0/B；T/B；B/（T—B）；（T—B）/B；T/（T—B）；（T—B）/T；I/（T—B）。

（7）具有 9 种曲线拟合方式供选择：半对数；幂函数；指数函数；ln—logit；3/2 次方程；3/2 次方程（x→/n）；四参数方程；样条函数；反弹样条函数。

（8）具有三种肝炎比值方式选择：S/N；（N—S）/N；S/（P＋N）。

（9）具有部分质控功能，可计算并打印，曲线拟合相关指数 R 以及 ED_{25}、ED_{50}、ED_{75} 的标称值，平行管则计算 CV 值。

（10）其它：定时范围 1～9999s 任选；减数范围 0～9999（自动扣除）；平行管数 0～9；单管重复测量次数 2～100；人机对话及数据打印为汉字方式；微机控制 200 个样品自动换样测量。

四、仪器安装与维修

（一）仪器电线的连接

（1）控制盒电源出—机箱抗干扰插件入（四芯电缆—四芯）。

（2）抗干扰插件出—机箱电源入（四芯电缆—四芯）。

（3）机箱前置电源出—探头低压电源（七芯电缆—四芯）。

（4）高压插件出—探头高压入（长单芯电缆）。

（5）放大器入—探头信号输出（长单芯电缆）。

（6）放大器出—单道分析器入（短单芯电缆）。

（7）单道出—PC 计算机计数卡（单芯长电缆—九芯插头）。

（8）电平转换入—PC 计算机计数卡（九芯电缆—25 芯插头）。

（9）电平转换出—换样控制盒信号入（25 芯电缆—25 芯）。

（10）换样控制电源入—市电 AC220V（四芯电缆—3P5A 插头）。

（11）计算机，显示器，打印机，主机的电源线均插入随机所带的多功能电源插座。

（二）各插件开关与电位器位置

高压电源，高压调节电位器。放大器，粗调位于 1/8，细调位于 5.0，极性转换开关位于负。单道分析器，阈值 E 为 2.5，道宽△E 为 5.0，工作方式为微分，对称。电平转换，换样检查波段开关位于 0，开关指向停。测量机构，上面板总电源指向右位于关，下面板自动关机开关指向下位于关。

（三）开机顺序

在连线无误，各开关位于正确的情况下，即可通电测量。开机顺序为：测量机构上面板电源开关→打印机→显示器→计算机。

（四）常见故障判断及维修

全自动γ免疫计数器由各个独立的单元电路和PC/XT微机组成。在使用过程中，可能会出现一些故障。根据故障现象，判断出故障原因可能在哪个单元电路，进行在该单元电路找出故障根源。

1. **电源**　在测量系统中，有两个低压电源：供各插件使用的标准NIM电源（±24，±12，±6V）供换样机构使用的+30V和AC110V电源。NIM电源采用的是分离元件，它有两块完全一样的线路板，插在左边即为正，右边则为负。当NIM电源某一组出现故障时，可将再块线路板互换，这样可查出是线路板上的元器件损坏还是线路板外的整流堆或功率管损坏。在换样机构中，AC110V是由变压器引出供两个伺服电机使用，+30V是由变压器降压后经整流滤波后供5个继电器使用。若整流堆损坏，将会引起换样机构不动作。

2. **换样**　若换样机构在测量过程中转动不可靠或完全不转动，可将电平转换上的换样检查波段开关指向1或2，3或4，开关打向开，执行换样检查。若该项检查未获通过，则故障可能出在换样执行机构。应打开控制盒，检查换样控制电路板上的各个元器件、继电器等，当然，还应包括控制盒外的电机和微动开关。若该项检查通过，则要检查电平转换插件中的元器件。可将4块74LS00互换，并检测各三级管、二极管是否损坏。若电平转换电路正常，则问题可能出在连线或计算机中的计数控制卡。

3. **计数通道**　开机后，将待测样品送入测量井而不计数或仪器无本底计数，则要检测高压电源是否正常。用示波器观察放大器输入和输出端有无脉冲，若输入端没有十毫伏的负脉冲，则是探头方面的问题，应检查前放和有关连线是否工作正常。若输入有负脉冲而输出端无正脉冲输出，则是放大器本身的问题。若放大有1～4V的正脉冲输出，则问题可能出在单道，若单道输出端有正方波脉冲输出，则问题可能出在连线或微机中的计数控制卡。

4. **计数控制卡**　PC机中的计数控制卡（RIAPC）是该厂设计的，其中，8254负责定时计数，8255是控制换样，CD4060是振荡分频器，它是测量定时的基准，其余各个组件为地址译码，门控开关以及中断请求标志等。若判断出某一组件损坏，可用相同型号的芯片替换检修。

第二节 β液体闪烁计数器

一、概　述

液体闪烁测量是闪烁测量的一种，它和固体闪烁测量一样，是利用某种闪烁材料将放射能转变为光能，再利用对光特别灵敏的光电倍增管将光能转变为电脉冲，从而分析射线的数量和能量。但是，液体闪烁测量不同于固体闪烁测量，放射源不是置于闪烁体之外，而是直接置于液体闪烁体中，使射线能直接被闪烁液吸收，测量几何条件接近 4π。所以这种测量技术最有利于探测样品中^{3}H、^{14}C 等发射的穿透力很弱的软 β^{-} 射线。也可用于探测其它穿透性不甚强的射线如俄歇电子、内转换电子、α 粒子、β^{-} 粒子、质子、慢中子，低能 X 或 γ 射线等。目前，液体闪烁探测技术在生物医学中已广泛用于物质吸收、分布、排泄、物质代谢、放射免疫分析、生物大分子结构与功能的关系、遗传工程等方面。另外，在农业科研、地质、考古、水文、海洋研究等领域也得到广泛的应用。

液体闪烁技术始于 1950 年，最早的液体闪烁计数器是单个光电倍增管，将样瓶（杯）对着光阴极，这样测量装置势必本底计数很高，而且当时的探测效率也较低。开始人们采用了加冷却系统来降低光电倍增管的热噪音，加厚铅屏蔽（及多层蔽）等手段来减少仪器的本底计数。另外，为了提高仪器的探测效率，增加光导，涂反射层等措施，以改善闪烁体发出的荧光达到电倍增管光阴极的比率，同时对仪器环境条件要求十分严格，即使这样，这种液闪的计数效率也只是 10% ~ 20%。但与当时的盖革计数器（G—M）相比还是前进了一大步。

在 1953 年，美国 PACKARD 公司首次发展了具有双管（二个光电倍增管）的符合型液闪。即使用二个水平安装的光电倍增管对准样品瓶进行测量。海伯特与海斯的符合计数电路就是在样品闪烁体发出的荧光同时被两个光电倍增管所接收时，符合计数线路才能记录，发生一个光电倍增管的事件被剔除。这就大大降低了本底计数，最终使本底计数率 B（CPM）成了两个数字。快符合器和线性门的作用是只有当两个光电倍增管同时（或在符合分辨时间以内）有脉冲到符合器时，符合器才输出一个脉冲使线性门开放，让主放大器过来的脉冲通过。光电倍增管的噪音，化学发光及磷光等均为单管事件，两侧同时到达（或在符合分辨时间内先后到达）符合器的几率很小，故绝大多数都不被记录。而放射性核素每一射线往往形成很多光子，仅有极少数射线只在一个光电倍增管上产生脉冲而不被记录，因此这一结构可

大大减少本底计数。单管事件引起的机遇符合计数（nC）与符合分辨时间（τ）成正比：

$$nC = 2\tau n_1 n_2$$

n_1 和 n_2 为两上光电倍增管各自的单管计数。符合分辨时间的选取要考虑到仪器的品质因数，多选取 30～50ns。但目前符合分辨时间已快到 10ns，因此仪器的本底可小于 1cpm。相加线路是将两管形成的脉冲相加后再输至主放大器，使低能射线的探测效率明显提高，并有利于提高能量分辨率及信噪比。

促进液本闪烁技术发展的又一个很重要的因素，是采用不断提高灵敏度的光电倍增管。光电倍增管是将闪烁体发出的荧光光子倍增，最终转换成能被电子线路所能接受而记录下来的电信号的至关重要的一个器件。液体闪烁计数器的闪烁体象二苯基恶唑（PPO）的荧光光谱最大值在 360～390A 的光谱区。这些特征就决定了在液体闪烁计数器中所用的荧光探测器的光谱灵敏度，即是说明了液体闪烁谱仪的光电倍增管在蓝区必须具有高的灵敏度。而光电倍增管的光谱响应依赖于光阴极的组分。

光电倍增管多选用双碱性（K—Cs—Sb）光阴极，其优点是暗电流小，光电转换效率高，光谱响应范围较宽且较适中，更好地与常用第一闪烁剂匹配。

放大器有线性型、对数型及准对数（折线）型数种。线性型放大器对不同高度的脉冲有相同的放大倍数，因此对能量低的射线和能量高的射线需调节到不同的增益。后两种放大器则对小脉冲有较大的放大倍数，对大脉冲有较小的放大倍数，能不改变增益而测量不同能量的射线，操作方便，各道分析器可公用一个放大器，仪器结构更紧凑，故应用日益广泛。

60 年代，又产生出具有 3～5 个计数道和外道的功能的液体闪烁计数器如 NE8312 就属于这类仪器，有 3 个测量道，2 个外道（统称 3＋5 道）。用外 γ 标准源完成对淬灭作用的校正。用对数放大器限制衰减控制。具有自动地“扣除本底”及“低活度放射性甄除”，可进行单光子测量，双标记样品测量，同时还可测量丁放射性。目前普遍采用“3＋2”道方式的仪器。3 个样品道可分别调在不同的甄别阈及窗宽。供测量不同能量的射线或作双标记测量。另两分析道在样品测量时不工作，样品测毕后标准源（常用的有 ^{137}Cs、^{133}Ba、^{226}Ra 等）自动从铅罐中移到样品附近，同时外标准道工作，记录外标准源 γ 射线形成的康普顿电子在两道中的计算。

近年来，这些新型的仪器取消了两个外标准分析道，代之以小型的微机多道脉冲分析仪，用以直接测量整个康普顿谱或测量康普顿边缘的位置，借以进行淬灭校正。在有的仪器上，多道分析仪还可以直观地给出样品的 β—脉冲谱，有助于使用者进一步了解样品杯中淬灭的情况。70 年代，由于超大规模器件的出现，计算机小型化、微型化成为现实，液体闪烁技术“引进”了小型或微型计算机（微处理机）用做控制所有工作程序、样品的自动更换、多用途、多功能的实现，并能自动进行数据处理。目前除配有微型计算机和微处理机的在线处理外，还可离线进行数据处

理。仪器的读出设备不但能打出测量道的结果，还能直接提供穿孔纸带。可供在计算机上做进一步的数据处理，LKB－8100 型就属于这个类型。这些仪器还配有延迟符合线路，可自动给出化学发光引起的机遇符合计数率的估计值。

二、基本原理

（一）系统组成

本仪器由探测与换样装置，HL－2919G 微机处理装置，连接器及专用工作软件组成。

探测器与换样装置包括探头、机械传动、继电器盒、外部标准 γ 源（^{137}Cs）及操作台。其中操作台共有 11 个 NIM 插件（连接器未计在内）：快符合、放大器、线性门、3 个单道分析器、手动控制、低压电源、2 个高压电源及抗干扰插件。

HI－2919G 微机处理装置是由 APPLEⅡ微型机系统及自动设计的 CCIO 卡、存贮卡组成。

连接器为 2 宽度的 NIM 插件插在操作台上。系统方框图见图 8－2。

（二）测量原理

被测样品与闪烁液按一定比例混合在一起，放入样品瓶中，样品瓶中的 β 射线衰变粒子将使闪烁液的溶剂及闪烁体受激，当受激电子回到其基态时，要放出光子，此光子在严格避光的测量室中被一对 GDB－52 型光电倍加管接收，从第 13 个打拿极负载上获得放大的电脉冲信号，送到折线放大器输入端，该放大器的输出作为线性门的输入；从光电倍加管阳极负载上输出的信号经复合跟随器送到快符合电路的输入端，快符合电路的输出用来作为线性门电路的开门信号，线性门电路的输出信号送给单道分析器Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ进行幅度分析，并将整形后的脉冲送给微机系统，由 CRT 显示器显示出各道计数值，每秒更新一次，测量时间到，进行数据处理，最后显示，打印出测量结果。

三、主要技术指标及功能

（1）对 ^{3}H 标准样品的探测效率 ≥50%，本底 ≤40CPM。

（2）对 ^{14}C 标准样品的探测效率 ≥90%，本底 ≤40CPM。

（3）仪器在标准使用条件下可连续工作 8h，效率的变化在 ±10% 范围内，^{3}H 测量道本底 ≤40CPM，^{14}C 测量道本底 ≤60CPM。

（4）对 ^{3}H 和 $^{1}4C$ 标准样品用外标准道比法进行校正所获得的源强同已知源强的相对误差大于 ±15%。

（5）对 ^{3}H 和 ^{14}C 进行双标记测量时，当 ^{14}C 在 ^{3}H 道中计数效率小于 20%，^{3}H 在

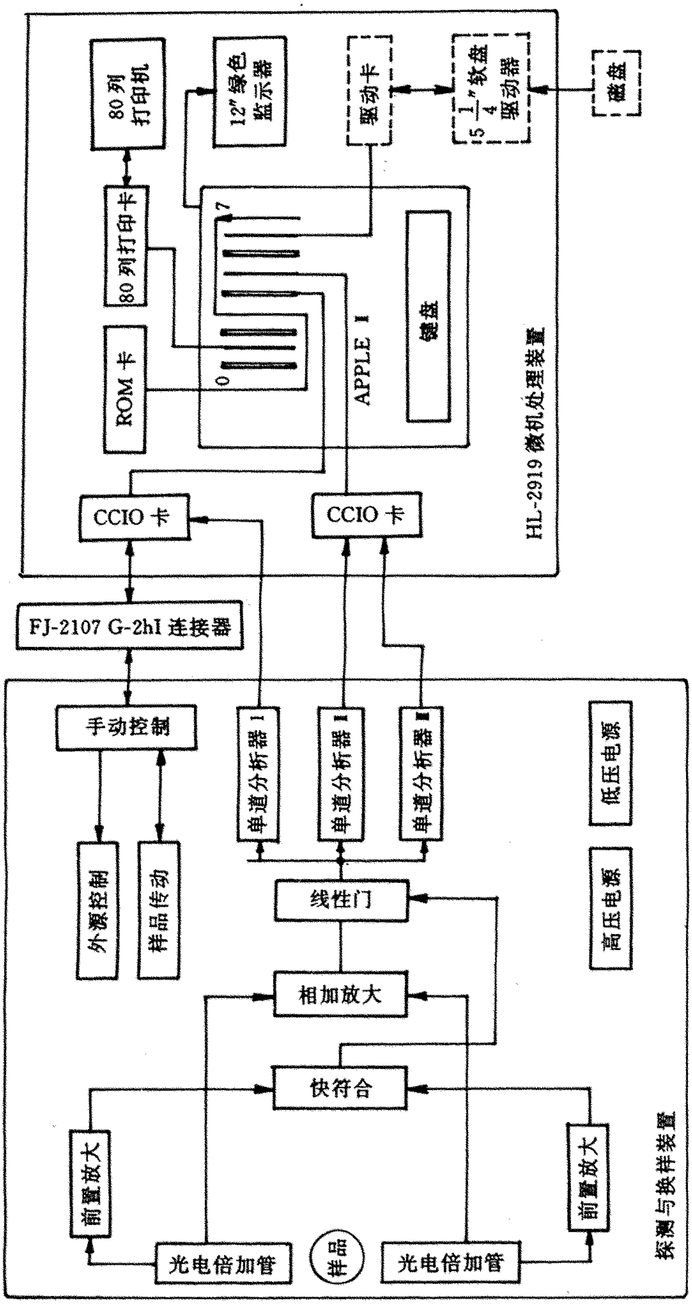


图 8-2　系统原理方框图

注：虚框为选件

^{14}C **道中的计数效率小于** 1% **的条件下，** ^{14}C **在** ^{14}C **道中的计数效率** >70% **，** ^{3}H **在** ^{3}H **道中的计数效率** ≥50%**。**

（6）仪器一次能装入 100 个容量约 20ml 的样品瓶（标准瓶）。

（7）可进行自动或手动测量，在进行自动测量时，可以中断正在测量的样品，亦可继续进行测量。

（8）具有 5 种工作方式：①计数；②测量淬灭样品做淬灭校正曲线（单、双标记）；③输入数据做淬灭校正曲线（单、双标记）；④测量未知样品，计算 DPM；⑤输入数据，计算 DPM。

（9）配有放射免疫分析（RIA）程序。

（10）通过人机对话可以修改各种参数。

（11）用 12″显示器，80 列打印机可显示，打印编程清单及测量结果，并以高分辨率显示，打印拟合曲线。

四、仪器安装与维修

（1）仪器安装：本仪器共有 7 个外包装箱，探头与换样装置、操作台、继电器箱、微机系统、机架、工作椅及附件各一箱。拆箱时，微机系统的原包装箱请保存好，以备维修时包装使用。

（2）探测与换样装置安装。

（3）操作台安装在探头与换样装置的上后方，4 个对位孔对齐即可。

（4）继电器箱放在探头与换样装置底部，不必固定。

（5）打开探头两侧盖板，2 只光电倍加管分别装在插座上，轻轻送入探头侧壁内，然后再紧固侧盖板。注：安装光电倍加管时，应特别小心，轻拿轻放。

（6）电缆连接：本装置内部电缆 30 根，与 HL－2919G 微机处理装置连接电缆 4 根，共计电缆 34 根，各电缆的连接详见仪器说明书。

继电器箱—探测与换样装置总电源开关 1 根。

继电器箱—换样装置 5 根（水平电机，水平开关、垂直开关、光敏管）。

继电器箱—外源控制装置 1 根。

继电器箱—探头 2 根（前置低压左、右各 1 根）。

操作台—探头 6 根（高压电源、快符合输入、放大器输入各两根）。

操作台—继电器箱 3 根（抗干扰输入、前置电源、25 芯探头各 1 根）。

操作台—HL－2919G 微机处理装置 4 根（单道Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ输出各 1 根，微机控制 1 根）。～220V 电源一继电器箱 1 根（探测与换样装置总电源可接到机架接线板上）。

（7）HL－2919G 微机处理装置安装：①将微型机主机放在机架台面上，其电源电缆在左后方插座上，再打开上盖板，取出连接电缆。②软磁盘驱动器放在微机右侧，其插头连在驱动卡“DRIVEl”插座上（如果是双软磁盘驱动器，第 2 台驱动器电缆连接在“DRIVE 2”插座上）。③80 列打印机放在微机左侧，取下固定机头用的

小泡沫块（或纸架），装好色带，走纸架、打印纸及盖板，将打印卡引出的电缆与打印机后面的插座相连，打印纸可放在机架中部托板上。④探测与换样装置引出的单道Ⅰ输出电缆，插在集成片较多的CCIO卡5芯插座上，探测与换样装置引出的微机控制电缆插在同一CCIO卡20芯插座上。⑤探测与换样装置引出的单道Ⅱ、Ⅲ输出电缆（共用一个5芯插头）插在另一块CCIO卡5芯插座上。⑥5块接口卡插入微机相应槽口上，各卡位置如下：打印卡—1＃；存贮卡—7＃；CCIO卡（带扁平电缆者）—3＃；CCIO卡—4＃；驱动卡—6＃；APPLEⅡPLUS型共有8个槽口，从左至右顺序为：0～7＃。⑦盖好微型机主机上盖板，放上显示器，单芯电缆（放在显示器包装箱内）一端插入主机右后方“VIDEOOUT”插孔上，另一端插在显示器后部“IN”插孔上。⑧将微型机主机，显示器及打印机电源插头插在机架电源接线板。⑨机架电源接线板接通电源（～220V）。

五、仪器常见故障及维修

（一）探测2S常见故障及维修

（1）打开总电源开关后，探测器和插件均无电源。检查：总保险丝，插线板，电源线。

（2）探测器电源接通，插件无电源。检查：滤波器和低压电源插件上保险丝。

（3）电源插件旁边电源灯不亮，且无输出。检查相应的电路电源板。

（4）按手动插件“上”、“下”、“进”、“退”任一键后时，只听见继电器吸合声而电机不运转，检查继电器箱上相应的保险丝，保险丝燃断、灯亮。

（5）样品在测量室，而仪器又出故障不能回到上位，请关电源，打开垂直机构后面侧板，用手转动垂直电机，使样品回到上位，且需取走样品。

（二）微机系统常见故障及排除方法

（1）微机主机：①开机后屏幕上出现一串“②”或“?”字符，请关机检查主板上组件是否插好；②开机后立即进行BASIC程式（J），关机后检查ROM卡是否插好，卡上组件是否插好；③拔去ROM卡，开机后屏幕上出现“APPLEⅡ，但立即进行监控程式（*），复位时也不能进入BASIC程式（J），系主板组件有损坏，多数情况下是$74LS_{138}$译码器出现故障。

（三）显示器常见故障及维修

（1）影像不同步，画面上有斜线出现或画面上下跳动，可调整其水平同步及垂直同步，如果仍不能同步，应关闭电源，打开外罩，调整偏转线圈位置。

（2）没有影像出现，可检查信号线两端是否插好，有无断线，或者是亮度调的太小。

（四）键盘常见故障及维修

（1）开机后不响应方式选择按键，可能是手动插件上“自动/手动”开关不在“自动”位置。

（2）开机后按任意键均不响应，或者出现不是所按的字符，检查键盘信号电缆是否插好，有无断线，字符发生器、键盘芯片是否插好。

（五）打印机常见故障及维修

（1）连机时打印机不启动，可能打印机不在连机（NOLINE）位置。

（2）打印机状态指示灯正确而不打印，关闭主机及打印机后，检查打印信号电缆是否连接好，打印卡是否插好。

（3）打印的字符固定少一个点，可能是长时间不打印，色带油将打针粘在一起，小心卸下机头，可用酒精擦洗打针。

第九章　荧光分析仪器

某些物质吸收光能量受激发后，可产生荧光（fluorescence）。通过测定物质分子产生的荧光强度进行分析的方法称为荧光分析法。荧光分析法可应用于物质的定性与定量，其主要特点是灵敏度高，较紫外－可见分光光度计法高 1～3 个数量级；选择性强，有利于分析复杂的多组分混合物；用样量少、操作简便。

利用荧光分析法对物质进行检测的仪器就是荧光光谱仪（包括荧光光度计和荧光分光光度计），目前荧光光谱仪已被广泛应用于医学检验、生物化学、血药浓度监测、环境监测、食品医药分析等方面，成为各相关分析实验室不可缺少的精密分析仪器。

本章主要介绍荧光分析的原理，荧光光谱仪的结构、工作原理和临床应用。

第一节　荧光分析的原理

一、荧光发生的机理

物质的基态分子受一激发光源的照射被激发至激发态后，电子由第一激发态（excited state）的最低振动能级回到基态（ground state）的各个振动能级，以光的形式放出除末态两个能级的能量差额（发射出波长与入射光相同或较长的光）称为荧光。荧光的发生和强度与物质的分子结构有着密切的关系。

（一）分子的激发态

分子在基态时通常有多对自旋成对的电子，每个电子的自旋状态用自旋量子数（S）表示，$S=\pm 1/2$；每对配对电子自旋总和是零。因此，如果一个分子所有的电子自旋是成对的，那么这个分子光谱项的多重性 $M=2S+1=1$。此时，分子所处的能态称为单重态，以 S_0 表示。当配对电子中一个电子被激发到某一较高能级时，将可能形成两种激发态，一种是受激电子的自旋仍然保持与原配对电子的自旋方向相反，称为激发单重态。以 S 表示；另一种是受激电子自旋发生反转，使原来配对的两个电子的自旋相互平行，此时，多重性 $M=3$，称为激发三重态，以 T 表示。

激发单重态与激发三重态的性质有明显不同。其主要不同点是：①激发单重态分子是抗磁性分子，而激发三重态则是顺磁性的；②激发单重态的平均寿命为 10^{-8} s，而激发三重态的平均寿命长达 10^{-4}s～1s 以上；③基态单重态到激发单重态的浓发容易发生，为允许跃迁，而基态单重态到激发三重态的激发几率只相当于前者的 10^{-6}，实际上属于禁阻跃迁；④激发三重态的能量较激发单重态的能量低。

（二）分子的去活化过程

去活化过程是指分子处于激发态的电子以辐射跃迁方式或无辐射跃迁方式放出多余能量。辐射跃迁主要是荧光和磷光的发射；无辐射跃迁是指分子以热的形式失去多余能量，包括振动弛豫、内转换、系间跨越、猝灭等。各种跃迁方式发生的可能性及程度与荧光物质分子结构和环境等因素有关。

当处于基态单重态（S_0）的分子吸收波长为 λ_1，和 λ_2 的辐射后，分别被激发至第一激发单重态（S_1）和第二激发单重态（S_2）的任一振动能级上，而后发生下述失活过程。（见图 9－1）

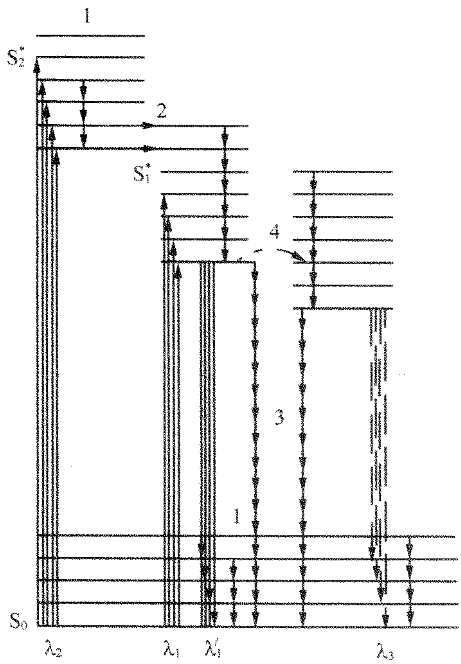


图 9－1　光能的吸收、转换及反射示意图

1. 振动弛豫　2. 内转换　3. 猝灭　4. 系间跨越

S. 单重态　T. 三重态　λ_1、λ_2. 激发光　λ_1'荧光　λ_3. 磷光

1. 振动弛豫　在溶液中，受激的溶质分子与溶剂分子碰撞，而失去过剩的能量，以 10^{-13}s～10^{-11}s 的极快速度，降至同一电子态的最低振动能级上，这一过程属无辐射跃迁，称为振动弛豫。

2. **内转换**　当两个电子能级非常靠近以致其振动能级有重叠时，如第一激发单重态的较高振动能级与第二激发单重态的某一较低振动能级，位能相同，可发生电子由高电子能级以无辐射跃迁的方式跃迁至低能级上，称为内转换。此过程效率高，速度快，一般只需 $10^{-13}s \sim 10^{-11}s$ 时间。

通过振动弛豫和内转换，较高能级的电子均跃回到第一激发态（S_1）的最低振动能级（$v=0$）上。

3. **荧光发射**　处于激发单重态的最低振动能级的分子，也存在几种可能的去活化过程。若以 $10^{-9}s \sim 10^{-7}s$ 左右的时间发射光量子回到基态的各振动能级，这一过程就有荧光发生，称为荧光发射。

4. **系间跨越**　指激发单激发态与三重态之间的无辐射跃迁。此时，激发态电子自旋反转，分子的多重性发生变化。如单重态（S_1）的较低振动能级与三重态 T_1 的较高振动能级有重叠，电子有可能发生自旋状态的改变而发生系间跨越。含有重原子的分子中，系间跨越最为常见。

5. **磷光发射**　分子经系间跨越跃迁后，接着发生快速的振动弛豫而达到三重激发态 T_1 的最低振动能级（$v=0$）上，再跃迁到基态的各振动能级就能发射磷光。磷光的发光速率较慢，约为 $10^{-4}s \sim 100s$。这种跃迁，在光照停止后，仍可持续一段时间，因此磷光比荧光的寿命长。

有时，通过热激发 $T_1 \rightarrow S_1$ 的系间跨越，然后由 S_1 发生荧光，这种荧光称为延迟荧光。

6. **猝灭**（quenching）激发分子与溶剂分子或其他溶质分子间相互作用，发生能量转移，使荧光或磷光强度减弱甚至消失的现象称为“猝灭”。

二、激发光谱和荧光光谱

（一）激发光谱与荧光光谱

任何发射荧光的物质都具有两个特征光谱，即激发光谱（excitation spectrum）和荧光光谱（fluorescence spectrum）。它们是荧光分析中定性和定量的基础。

1. **激发光谱**　如果将激发光的光源用单色器分光，测定不同波长的激发光照射下，荧光最强的波长处荧光强度的变化，以激发光波长为横坐标，荧光强度为纵坐标作图，便可得到荧光物质的激发光谱。

2. **荧光光谱**　固定激发光波长和强度，而让物质发射的荧光通过单色器分光，以测定不同波长的荧光强度。以荧光波长作横坐标，荧光强度为纵坐标作图，使得荧光光谱。

荧光物质的最大激发波长（λ_{ex} 最大荧光波长（λ_{em}）是鉴定物质的根据，也是定量测定为最灵敏的条件。

（二）激发光谱和荧光光谱的形状及其相互关系

荧光物质的激发光谱与紫外吸收光谱形状相似。这是因为物质分子吸收了一定波长的紫外光后才能发射荧光。吸收越多，发射的荧光强度也越强。因此荧光物质的吸收光谱实质上和它的激发光谱是一致的，但因测定的信号不同，图谱开头不完全相同，一般把激发光谱看作是荧光物质的表观吸收光谱。

由于激发态分子是经无辐射跃迁回到第一激发单重态（S_1）的最低振动能级，然后再回到基态各振动能级而发射荧光，无辐射跃迁时损失了部分能量，因此荧光波长一般比激发光波长要长。荧光光谱和激发光谱呈现大致的镜像对称关系。这是因为吸收光谱中的第一吸收带是物质分子由基态激发至第一激发态各振动能级所致，其形状决定于激发态（S_1）振动能级的分布情况；荧光光谱是受激发分子从（S_1）的最低振动能级回至基态中各振动能级所致，其形状决定于基态的振动能级的分布情况。由于激发态与基态的振动能级分布类似，因此，荧光光谱和激发光谱形状相似，呈镜像对称。

三、物质的分子结构和荧光的关系

并非所有的物质都能发射荧光。一般说来，要判断某种物质是否发射荧光，只要考察其是否具有共轭双键结构和是否具有刚性平面结构以及取代基类型和位置如何。任何有助于增强 π 电子共轭效应的结构变化都能提高荧光强度；刚性平面结构有利于提高分子中 π 电子的共轭作用而使荧光易于发生。取代基位置的影响比较复杂，总的原则是增强 π 电子共轭效应的构型有利于荧光发射，反之则猝灭荧光。

第二节　荧光光谱仪

一、荧光光谱仪的光学部件和工作原理

实用中常见的荧光光谱仪有两种：荧光光度计（nuorophotometer）和荧光分光光度计（fluorospectrophotometer）。两者的主要区别是单色器色散元件不同，荧光光度计的两个单色器都用滤光片，在结构上较为简单，功能也差一些。荧光分光光度计的两个单色器采用棱镜或光栅为色散元件，结构较为复杂，许多功能也较荧光光度计强得多，但其价格也远远高于荧光光度计，在选购时可依据工作需要而确定。图 9－2 为荧光光度计的结构示意图。

激发光源（常用汞灯）发出的光投射到只允许样品所需要的激发光通过的滤光

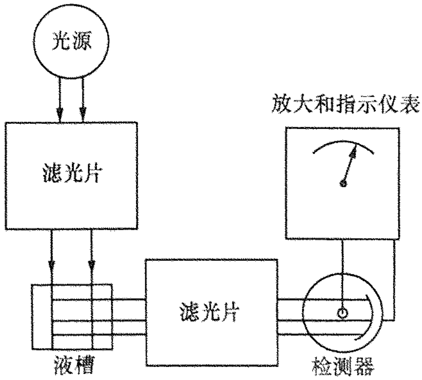


图 9-2　荧光光度计的结构示意图

片上，透过的特定波长的激发光使样品激发，产生的荧光中垂直于激发光束部分通过发射滤光片，通常只允许相应于最强荧光发射的波长通过，截止激发光和杂散光。透过的荧光由检测器（常用光电倍增管）感知并转变为电信号，经放大器放大后由显示系统显示。选择不同的滤光片就能获得不同被长的激发光和荧光。荧光光厦计结构简单、价廉、轻便，如果对样品的性质（如激发光和荧光波长等）比较了解，用它作常规的分析工作十分方便。

典型的现代荧光分光光度计光路图如图 9-3 所示。光源发出的光经透镜聚焦，滤光片过滤狭缝控制辐射能量并予以处理，光束分离器分离光束后到达凹面全息光栅，使激发光单色化，经斩波器调制后投射在样品上，与激发光垂直方向上的发射光经透镜聚焦滤光片过滤狭缝控制辐射能量并予处理后，到达另一个凹面全息分栅，得到的发射单色光由光电倍增管感知并转化为电信号，经放大后显示出荧光光谱。荧光分光光度计中很多参数是可调的，如调节狭缝的宽度可控制辐射总能量，调节光栅（某些仪器中为棱镜）的角度可控制激发光或发射光波长等等。现代荧光分光光度计中，常常将狭缝与光栅的转动耦合在一起，自动进行调节，可在特定波长范围内连续扫描得到连续的激发光谱或荧光光谱甚至同时给出激发光谱和荧光光谱（多维检测），因此可用于未知物质的性质和结构鉴定以及多元混合物的分析等。微机化的荧光分光光度计可非常方便地控制各种参数和操作方式，并自动给出需要的结果。

（一）光源

从理论上讲，荧光强度取决于激发光源的强度，但考虑到散射光、样品光分解、供电设备等因素，常规荧光光谱仪往往不用强光源。常见的普通光源有氢灯、氘灯、汞灯、氙灯、石英卤丝灯等。

1. 汞灯　发射强度大，稳定性好，对电源要求亦不苛刻，但不能提供连续光谱，广泛使用于滤光片荧光计中。

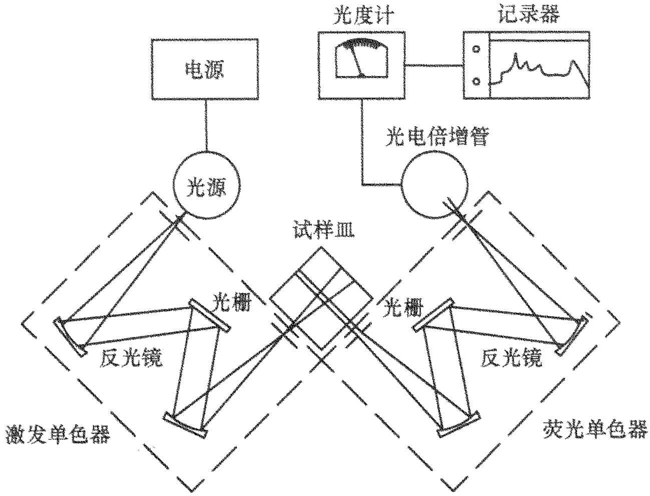


图 9－3 荧光分光光度计光路图

2. 氙灯 能在紫外和可见区提供连续光谱。在紫外区强度不如汞灯，对电源的要求很高。常用于荧光分光光度计中（多为 150W 和 500W 的高压氙弧灯）。

（二）单色器（色散元件）

单色器的功能是将复色光色散为单色光（如第一章所述）。荧光光谱仪需要激发光和荧光两个单色器。常见的单色器功能部件有滤光片、棱镜和光栅等。荧光计中常采用滤光片作为单色器，不能给出连续光谱。按其制作材料来分，滤光片有着色玻璃、明胶和液体等种类；按其作用来分，滤光片又有中性、截止、带通和干涉等区别。选择时应考虑通过的峰高和带宽是否满足要求。荧光分光光度计常采用光栅作为单色器的功能部件，有时也用到棱镜。但发射（荧光）单色器一般不使用棱镜，因为它的色散效果在可见区较差，而发射光谱很多出现在可见区，且棱镜一般不如光栅便宜。选择时光栅必须考虑闪耀角、刻线数目和闪烁波长三个重要参数，不同功能的仪器对三者有不同的要求。单色器中另一重要部件是狭缝，其宽度对单色器的单色性和仪器的灵敏度有显著影响，狭缝宽度越小，单色性越好，但光强也随之降低，使灵敏度显著下降。故应根据仪器的具体要求选择一个折中的宽度。

（三）样品池

与紫外－可见分光光度计的样品池类似，荧光光谱仪的样品池形状采用散射光较小的方形且四面抛光，常用低荧光材料的石英玻璃。有的荧光光谱仪附有恒温装置，测定低温荧光时，在石英池外套上一个盛有液氮的石英真空瓶，以便降低温度。

（四）检测器

荧光的强度比较弱，因此要求检测器有较高的灵敏度。在荧光计中常用光电池

或光电管；在荧光分光光度计中常用光电倍增管。其输出可用高灵敏的微电计测量，或再经放大后输入记录器中，自动描绘光谱图。

荧光分光光度计的控制、放大和显示系统在不同的仪器中有不同的要求和设计，但在原理上与其它光谱分析仪器大同小异，选用肘可参阅仪器说明书。

二、荧光光度计

商品荧光计目前无论在市场上还是实验室中，都不如荧光分光光度计品种繁多。一种荧光光度计为带数字显示能扫描荧光光谱的滤片荧光计，光源为氙灯，有一组 260nm ~ 650nm 范围的干涉滤光片可供选用，激发光滤片可旋转至与入射光约差 20°，使最大透射波长向短波方向位移，减少滤光片数目。激发光分为两路，一路照射样品溶液，另一路照射参比溶液，采用比例型双光束测量方式，因此可避免光源波动的影响，样品发出的荧光经连续干涉滤光片后，可用不同速度在 390nm ~ 750nm 内扫描光谱，波长精度为 ± 5nm。该仪器可进行恒温和流动检测。

三、荧光分光光度计

商品荧光分光光度计型号颇多，常用的有以下两类。

（一）第一类荧光分光光度计

此类荧光分光光度计灵敏度很高，由于采用了水平光束设计，测试时仅需很少的样品量，10mm 标准样品池只需 0.6ml；光源为 150W 的氙灯，灯腔设计新颖，具有去臭氧作用，在 300nm 以下没有能量损失，因此特别适宜于检测氨基酸、核酸及其它激发波长较短的物质；具有多种测量和数据处理功能，如三维测量、波长扫描、时间扫描等，各种操作都由计算机通过键盘控制；使用十分方便，配有全套附件。

（二）第二类荧光分光光度计

此类荧光分光光度计除荧光外还可用于磷光、生物/化学发光的测量。其硬件设计具有以下主要特点。

1. 高能闪烁光源　荧光物质的荧光强度与激发光源的强度成正比，此仪器采用了不需要预热、脉冲输出能量相当于 75KW 的闪烁氙灯，并利用电子技术控制其只在发出测量指令后才闪烁。这一设计给使用者带来极大的方便：可以开着样品室测量，省去了不停开、关盖的繁琐，由于室内光线的强度不足光源的千分之一，不会对测定造成干扰，尤其方便在测量反应动力学的过程中往液池中添加反应试剂；有效避免光敏物质的降解，传统的连续氙灯光源开机后一直处于发射状态，许多荧光物质在其长时间的照射下会发生光降解，引起测量误差；大大延长了光源的使用寿

命，可连续工作20，000小时，基本上终生不用更换光源。

2. **多波长范围的滤光片**　由于荧光分析测量的是分子的绝对发光强度，背景荧光和散射光的干扰越低，灵敏度就越高。此仪器有效克服了这些背景干扰，在其激发和发射单色器上都标准配置了多个波长范围的滤光片，一旦选定测量波长，软件可自动调用合适的波光片。

3. **两支红敏光电倍增管**　一支用于样品信号的测量，一支用于参比信号。这种红敏的光电倍增管在紫外至近红外1100nm的波长范围内都具有良好的灵敏度，同时还可通过软件调整检测电压（强荧光测量用低电压，弱荧光用高电压），在保证合理灵敏度的同时，最大限度地延长其使用寿命，并与长寿命光源相匹配，共同确保整机使用寿命。

4. **水平狭缝**　减少了测量所需的样器体积（0.5ml，10mm液池），同时，由于检测到的样品体积比垂直狭缝大得多，同等条件下，灵敏度高出5~30倍。

5. **各种测量附件**　在其宽大的样品室内预留了多种测量附件的插口，如可接温度低至77K的牛津低温冷阱、电热恒测水浴、液池内精确测温的温度探头以及偏振附件等。尤其是拆卸方便的多孔板附件30秒内即可将其由荧光分光光度计变成一台荧光多孔板读数器，能对每一孔进行扫描、浓度测量、动力学测量等操作。

四、仪器的使用与维护

现代荧光光谱仪自动化程度普遍提高，各种型号的仪器在使用操作上，都有不同的具体要求，使用中应严格按照仪器说明书上所规定的操作步骤进行操作，任何违章的操作都可能导致仪器部件损坏。荧光光谱仪的光学部份通常不易出故障。一旦仪器出了故障，特别是光学部件的故障，一定要请专门人员进行检修。同时，仪器在使用过程中应注意以下问题：

（一）电源

供电电压必须与灯的要求相符，应确认正负极位置。触发电压，工作电流，电源的稳定等须符合仪器的规定。

（二）光源

启动后需有约20min的预热时间，待光源稳定发光后方可开始测试工作。若光源熄灭后需重新启动，则应等灯管冷却后方可，以延长灯的寿命。灯及其窗口必须保持清洁，不能沾染油污，一旦污染（即便是手指触及），应尽快用无水乙醇擦洗干净。

（三）单色器

应随时注意防潮、防尘、防污和防机械损伤。若单色器出故障，应请专门人员检修或严格按仪器说明书规定的步骤检修。

（四）光电倍增管

加上高压时切不可受外来光线直接照射，以免缩短光电倍增管的使用寿命或降低其灵敏度。平时应注意防潮和防尘。

（五）样品池

荧光样品池清洁、透光面擦洗等方面要求比较严格，使用时应为同一个插放的方向，不能经常摩擦，新样品池可泡在 3mol/L 盐酸和 50% 乙醇混合液中一段时间，使用前应认真清洗，最好用硝酸处理后，再用水冲洗干净，于无尘处晾干备用，不可用热吹风吹干。

（六）防止眼睛损伤

操作者不能直视光源，以免紫外线损伤眼睛。

第三节　荧光光谱仪的应用

自 1575 年 Monarder 观察到荧光现象以后，直到 1852 年才由斯托克斯（Stokes）阐明了荧光发射机理，并设计出了一种包含直角光路和两个色散系统的荧光计。采用相同基本设计的扫描光谱荧光计定型产品直到 20 世纪 50 年代中期才第一次出现在市场上。荧光分析方法和仪器设备的高度发展还是最近 30 年的事。荧光光谱仪作为一类分析仪器，基本功能主要包括：①常规分析（如定性和定量分析、化学表征、色谱流出物的检测等）；②获得分子信息（如测量分子内间距、决定键合平衡、研究结构变化等）；③用于医药研究（如何研究膜结构和功能、确定抗体的形态、研究生物分子的异质性、评价药物的相互作用、确定酶的活性和反应、荧光免疫分析、监测体内化学过程等）；④环境监测（如水和空气中污染物的鉴别和计量）。与紫外–可见光谱仪比较，荧光光谱仪作为分析手段主要有以下优缺点：①灵敏度高，通常比紫外–可见光谱仪高 2～3 个数量级，激光诱导荧光仪的检测限已低达 10^{-14}mol/L；②选择性好，确定恰当的激发光波长和荧光波长，能达到很高的选择性，有利于分析复杂的多组合混合物；③能获得更多的定性信息，但得到的信息是相对的；④受外界影响较大，温度、pH 值、溶剂和其它因素都可能显著影响分析结果。正是由于其灵敏度高、选择性好、特殊针对性和很多未能提及的优点，使得分子荧光光谱仪成为分析实验室不可缺少的精密分析仪器。它已被广泛应用于基础研究，生物化学、医药、卫生、环保、食品、遗传工程等等涉及到分子荧光的各个领域。

一、在生物化学中的应用

生物化学是荧光光谱仪应用较为广泛的领域，大量具有生物意义的物质，如氨基酸、蛋白质、酶和辅酶、嘌呤、嘧啶、卟啉、核酸、维生素 A、B、C、D、E、K 等等，均可用荧光光谱仪有效进行分析测定。如用荧光法测定血液和动物组织中的生育酚，激发光波长为 295nm，发射波长为 325nm。卟啉类化合物是一类广泛存在于自然界的化合物，与生命现象关系最为密切的有叶绿素、血红素、细胞色素、维生素 B_{12} 等。用荧光光谱仪对这类化合物进行鉴定和定量分析相当有效。用直接或间接的方法对核酸（DNA、RNA 和双链多聚核苷酸等）进行荧光测定，其检测限可低于 10^{-9}S/ml 水平，选择性也相当高，并可区分不同结构的核酸。

二、在医药学中的应用

荧光光谱仪在医学中的应用是多方面的，包括膜结构和功能的研究，抗体形态的确定，生物分子的异质研究，药物相互作用的评价，酶活性和反应的测定，荧光免疫分析，体内化学过程的监测等等。荧光光谱仪用于药物检测是极有效的工具，鏖用相当广泛。多种抗疟药、抗生素、抗结核药、止痛药、强心药、抗高血压药等药物可直接或间接用荧光光谱仪检测。

三、在环境保护中的应用

环境保护和监测是荧光光谱仪正在日益显示其重要作用的一个领域。荧光光谱仪已可方便地进行地下水中各种污染物的检测分析。饮用水中氯仿（或其它卤化物）与烟酰胺和浓氢氧化钠溶液共热，可产生蓝色荧光物质用荧光法即可检测。也适用于测定水中稠环芳香化合物的浓度和水溶性及辛醇 – 水分配系数，监测环境中或空气中各种有害的荧光物质等。

近几十年来，在其它学科迅速发展的影响下，随着激光、微处理机和电子学等一些新技术和新成就的引入，大大推动了荧光分析法在理论方面的进展，促进了诸如同步荧光测定、导数荧光测定、时间分辨荧光测定、相分辨荧光测定、荧光偏振测定、荧光免疫测定、低温荧光测定、固体表面荧光测定、荧光反应速率法、三维荧光光谱技术和荧光光纤化学传感器等荧光分析方面的新方法、新技术的发展，并且相应地加速了各式各样新型的荧光分析仪器的问世，使荧光分析法不断朝着高效、痕量、微观和自动化的方向发展，方法的灵敏度、准确度和选择性日益提高，方法的应用范围大大扩展，遍及工业、农业、医药卫生、环境保护、公安情报和科学研究等各个领域。如今，荧光分析法已经发展成为一种重要且有效的光谱化学分析手段。

第十章　原子光谱分析仪

原子光谱分析仪（atomic spectrum analyzer）是医学上常用的检验仪器之一。原子光谱分析仪检测的理论基础是被测元素处于原子状态存在于火焰中，让特定波长的光从其中通过，因为原子数目的多少可以影响光被吸收的程度，所以测定光度可以检测元素的浓度。主要的原子光谱分析仪器有原子吸收光谱仪、原子发射光谱仪和原子荧光光谱仪。

原子光谱分析仪器具有分析速度快、操作简便；选择性好、灵敏度高；可同时测定多种元素，一般情况下不必进行复杂的分离处理；测定范围广，试剂用量少等多种优点。

本章主要介绍原子吸收光谱仪、原子发射光谱仪及其在临床检验中的应用。

第一节　原子吸收光谱仪

原子吸收光谱仪（atomic absorption spectrometer）又称为原子吸收分光光度仪，工作原理是原子吸收光谱法。原子吸收法研究基态原子吸收性质和规律，将试样的水溶液雾化喷入火焰，在高温下试样发生脱水和气化。气态分子在高温下吸收热能，由于热分解呈原子状态，称为基态原子。基态原子吸收能量后，一方面是原子中电子从低能级跃迁到较高能级，使基态原子激发，激发要求的能量较低，这种反应可能性较大；另一方面如激发能量很大，则基态原子中电子可能脱离原子核束缚，发生电离，电离需要的能量较高。在原子吸收法中要尽量防止发生电离反应，同时高温火焰中也可能发生被测原子与其它元素（如氧）发生化合反应，发生这种现象的可能性较少，但也应注意避免。如条件适当，就能形成仅有基态原子和激发态原子的可逆平衡。若火焰温度和火焰性质不适当，会有电离或化合等其它反应存在。所以在原子吸收光谱仪中控制一定火焰条件是很重要的。

一、原子吸收光谱仪的结构

（一）原子吸收光谱仪的种类

目前常用的原子吸收光谱仪有单道单光束、单道双光束、双道（多道）双光束

等多种类型。单道单光束和单道双光束型仪器由于构造简单，价格便宜，所以应用比较普遍。

（二）原子吸收光谱仪的主要部件

虽然原子吸收光谱仪型号比较多，但其基本结构相同。都是由光源、原子化器、分光系统及检测系统四个主要部件组成。如图 10－1 所示。

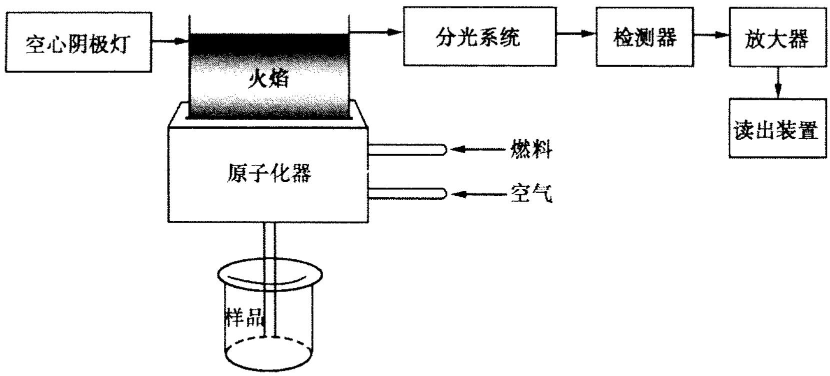


图 10－1　原子吸收分光光度结构示意图

1. **光源系统**　由光源和光源供电二个部分构成。

（1）光源－空心阴极灯　在原子吸收光谱仪中需要一个能提供被自由原子蒸气吸收的辐射源，称之为背景光源。背景光源是原子吸收光谱仪的一个重要部件，因为原子吸收光谱法的各种优点都直接或间接地与光源发射的待测元素谱线半宽度有关，如果这个半宽度比吸收线宽度窄，这种优点将更为突出。

一般来说，原子吸收对背景光源有以下几点要求：①光谱纯度高。只发射分析元素的光谱，不含杂质元素的辐射。②发射锐线（即很窄的谱线）。发射的共振线强度高而稳定，背景小。③起辉电压低。因为对高频来说，较难起辉。④结构牢固可靠，使用方便。⑤有较长的寿命，价格便宜。

空心阴极灯、蒸气放电灯、高频无极放电灯等均符合上述要求。其中，效果最好的是空心阴极灯。不论是在光谱范围、谱线锐度、辐射强度和光谱输出稳定性等方面都比较理想，所以得到广泛应用。

空心阴极灯（hoUow－cathode lamp，HCL）又称元素灯。早期是一种可拆卸的空心阴极管，现在的空心阴极灯是管形和密封式的，灯管内抽成真空，然后充入压强为数百 Pa 的惰性气体。典型的空心阴极灯的结构见图 10－2。

在硬质玻璃管的一端做成细颈状，端部熔接一片能逆光的窗口，辐射源是空心阴极，它可以激发火焰中的游离原子。该灯管发出其阴极材料及充填气体（氖或氩）所特有的狭窄光谱线，外有玻璃管密封。选用的充填气体可减低光谱干扰。电极上加上 150V～400V 的电压，使充填气体电离，并使气体离子加速运转，撞击阴

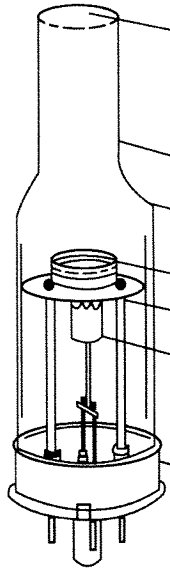


图 10－2　空心阴极灯结构示意图

板，从中样放出原子雾，此过程称为“溅射”。这团原子雾受气体离子撞击后，进一步被激发而处于高能态，待其返回基态时就可发射特定的波长。

空心阴极发射的光谱主要是阴极元素的光谱，其中也掺杂有内充气体和杂质的光谱。因此，用不同的待测元素作阴极材料，可制成相应的待测元素的空心阴极灯。阴极物质只含有一种元素时，就是单元素灯；阴极物质含有多种元素时，就是多元素灯。为了防止干扰，制灯用的金属纯度必须较高，以使阴极元素的共振线附近没有内充气体或杂质元素的强谱线。

空心阴极灯的光强度与灯的工作电流有关。使用时必须选择合适的工作电流。近年来的空心阴极灯在阴极的端面加上一个不导电的玻璃或云母屏蔽罩，这个屏蔽罩可以减少或阻止阴极外侧的杂散放电，把电流更有效地分配于阴极的有用区，可以在相同的灯电流下获得比不屏蔽电极更高的发射强度。

（2）光源供电　空心阴极灯有直流、交流、短脉冲等多种供电方式，是原子吸收分光光度计的主要光源。直流供电属于非调制型，灵敏度较低，目前已基本淘汰。现在广为采用的是调制型的交流供电方式。它可将光源调制成一定频率的继续光。常用的有机械调制（直流供电加机械切光）和电调制（振荡器产生一定频率的方波信号供电）两种方法。

2. 原子化器　原子化器是原子吸收光谱仪中另一个重要的部件。作用是将试样中的待测元素转变成原子态的蒸气。常用的原子化器有火焰原子化器和无火焰原子化器两种。火焰原子化器有简单、快速、对大多数元素有较高的灵敏度和检测极限的优点，使用最广泛。无火焰原子化器电极插入样品触点时好时坏、重复性差、设

备复杂、不易掌握，但比火焰原子化器具有较高的原子化效率、灵敏度和检测极限。无火焰原子化技术近年来有很大的改进，发展很快。

(1) 火焰原子化器　由喷雾器（nebulizer）、雾化室（spray chamber）和燃烧器（burner）等构成。整个装置应能使液体分散成气溶状态，选择所需雾滴大小（排除过大的液滴），并能将样品输送到燃烧器，使之形成原子态。

雾化器　作用是将试液雾化。使之在火焰中能产生较多且稳定的基态原子。雾化器的性能对测定精密度和化学干扰等能产生显著影响。目前应用最广的雾化器是气动同心型雾化器，其工作原理是伯努利原理。

雾化室　作用是将颗粒分类，即排除大颗粒而均匀地将细微颗粒送入燃烧器。只有大小均匀的颗粒进入燃烧器，才能获得最佳灵敏度。

燃烧器　原子吸收法中采用一种长通径的层流"预混"（premix）燃烧器，系由对样品污染最小的材料构成。燃烧器由纯钛材料制成，其强度大，化学性能稳定而呈惰性，通常采用空气乙炔火焰和氧化亚氮—乙炔火焰两种火焰。

(2) 无火焰原子化器　主要有电热高温石墨管、石墨坩埚、空心阴极溅射、冷原子发生器和激光等。其中应用较多的是电热高温石墨管原子化器，见图 10-3。它本质上是一个电加热器，管上有三个直径 1mm ~ 2mm 的小孔，试样溶液从中央小孔注入，为防止试样和石墨管氧化，测定时要不断地通入惰性气体。用 10V ~ 15V，400A ~ 600A 的电流通过石墨管进行加热。试样溶液加入量 11μL ~ 100μL，测定时分干燥、灰化、原子化和净化等四个阶段。

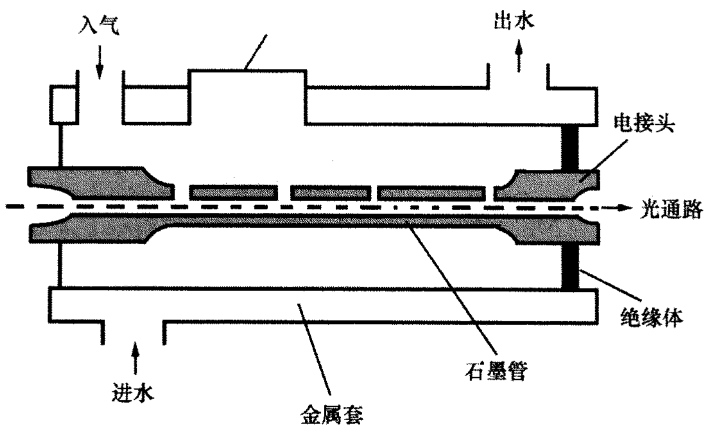


图 10-3　电热高温石墨管原子化器示意图

这种电热原子化器的原子化效率和测定灵敏度都较火焰法高得多；其检出限量可达 10^{-12}g 数量级，试样用量仅 1μL ~ 100μL，可测定粘稠试样和固体试样，操作安全。但其测量精密度不如火焰法，测定速度也不如火焰法快，操作不够简便，装置也比较复杂。

（3）氢化物原子化器　通常使用的火焰原子化器中，As、Sb、Bi、Ce、Sn、Pb、Se、Te 等元素灵敏度很低，不能满足微量分析的要求。目前多采用氢化物原子化器来测定这些元素。其原理是用强还原剂在盐酸溶液中与待测元素作用，生成气态氢化物，然后将氢化物送入石英吸收管中进行原子化，并测量其吸光度。因此，氢化物原子化器包括氢化物发生器和原子化器两部分。

氢化物发生器是在反应瓶中放进待测试液，通入 Ar 或 N_2 气体赶尽空气后，加入还原剂，将产生的氢化物气体待反应停止后送入原子化器。氢化物原子化器的特点是灵敏度高；选择性好，基体干扰和化学干扰都很少；操作简便、快速。但精密度比火焰原子化器差；As、Sb、Bi、Se 毒性较大，测试时必须在良好的通风条件下进行。

3. 分光系统　分光系统是用来将待测元素的共振线与干扰的谱线分开的一种装置，主要由分光元件、凹面镜和狭缝组成，也可简称为单色器。单色器的分光元件可以是棱镜或衍射光栅（diffraction grating），性能由线色散率、分辨率和集光本领决定，线色散率是指在光谱仪焦面上两条谱线间的距离与其波长差的比值，分辨率是指分开邻近的两条谱线的能力。原子吸收光谱仪只要求分光系统能将共振线与邻近线分开到一定程度即可，不要求过高的线色散率。因为原子吸收光谱测定既要将谱线分开，又要有一定的出射光强度。即原子吸收分光系统既要有一定的分辨率，也要有一定的集光本领，因此光源强度确定后，就需要选用适当的光谱通带来满足这些要求。所谓光谱通带，是指通过分光系统出射狭缝光束的波长区间宽度。光谱通带宽，分光系统的集光本领加强，出射光强度增加；但同时出射光包含的波长范围增宽，使分光系统的分辨率降低，工作曲线弯曲，产生误差。反之，光谱通带窄，虽然可减少非吸收线，但出射光强度降低，也不利于测定。因此，应根据测定的需要，选择光谱通带。

原子吸收光谱仪的分光系统有许多种，图 10-4 所示的是一种常见的分光系统的示意图。

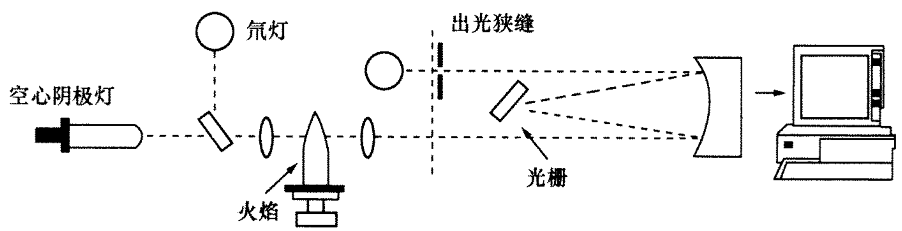


图 10-4　原子吸收光谱仪的分光系统示意图

在分光系统中光栅是可以旋转的，通过光栅的旋转使光谱中各种波长的光按顺序从出光狭缝射出。

4. 检测系统　检测系统是由检测器（光电倍增管）、同步检波放大器、对数变

换器、指示仪表等组成。检测器是将接收到的光信号转变成电信号，然后再经同步检波放大器放大，同时把接收到的非被测信号滤掉。放大了的被测信号进入对数变换器进行对数变换，变成线性信号，在指示仪表上显示出来。

在现代高级原子吸收光谱仪中都设有自动调零、自动校准、标尺扩展、浓度直读、自动取样及自动处理数据等设备。

二、原子吸收光谱仪的性能

原子吸收光谱仪的性能包括波长精度、分辨率、对某个元素的特征浓度和检出限等。

（一）特征浓度

国际纯粹与应用化学联合会规定：某种分析方法在一定条件下的灵敏度是表示被测物质浓度或含量改变一个单位时所引起的测量信号的变化。在原子吸收光谱法中可以理解为单位被测元素浓度变化量引起的吸光度变化量。并且，常用特征浓度这个概念来作为原子吸收光谱仪对某个元素在一定条件下的分析灵敏度。特征浓度是指产生 1% 吸收或 0.0044 吸光度时所对应的被测元素的浓度或质量。在火焰原子吸收光谱法中，其表达式为

$$S = \frac{c \times 0.0044}{A} \tag{10-1}$$

在无火焰原子吸收光谱法中，其表达式为

$$S = \frac{cV \times 0.0044}{A} \tag{10-2}$$

式中 c 为被测元素的含量，V 为进样量，A 为吸光度，S 为特征浓度。

特征浓度是在作出校准曲线后，从吸光度为 0.1 的地方查得对应的质量浓度值，则 S 值即为该浓度值和 0.0044 的乘积。在无火焰原子吸收光谱法中，还要乘上其进样量。显然，S 值越小，表示分析灵敏度越高。由于特征浓度中没有考虑测定时的仪器噪声，因此不同的仪器，其 S 值相差并不是很大，所以特征浓度还不能用来表征某仪器对某元素能被检出所需要的最小浓度，但它可以用于估算较适宜的浓度测量范围及取样量。

（二）检出限

检出限是原子吸收光谱法中一个很重要的综合性技术指标，既反映仪器的质量和稳定性，也反映仪器对某元素在一定条件下的检出能力。

检出限（D）是表示在选定的实验条件下，被测元素溶液能给出的测量信号 3 倍于标准偏差（σ）时所对应的浓度，单位用 mg/L 表示，表达式为

$$\mathrm{D} = \frac{\mathrm{c} \times 3\sigma}{A} \tag{10-3}$$

式中 σ 是用空白溶液进行 10 次以上的吸光度测定所计算得到的标准偏差。无火焰光谱法中常用绝对检出限表示，单位为 g。

显然，检出限比特征浓度有更明确的意义。因为当试样信号小于 3 倍仪器噪声时，将会被噪声所掩盖而检不出。检出限越低，说明仪器性能越好，对元素的检出能力越强。

三、原子吸收光谱仪的常见故障及排除方法

原子吸收光谱仪在工作过程中常见的故障一般为没有吸收、灵敏度低、重现性差、表头回零差、仪器噪音大、曲线弯曲、分析结果误差大和废液不畅通等，故障产生的原因及排除方法见表 10－1 所示。

第二节　原子发射光谱仪

原子发射光谱仪（atomic emission spectrometer）是利用试样中原子或离子所发射的特征谱线的波长或强度来检测元素的存在和含量的仪器。主要有火焰光度计（flame photometer）、火焰分光光度计（flame spectrophotometer）、摄谱仪（spectrograph）、光电直读光谱仪（photo－electric direct reading spectrometer）和激光显微发射光谱仪（laser microemission spectral analyzer）等。它们的基本原理相同，结构上略有差别。发射光谱有线光谱、带光谱和连续光谱之分。线光谱一般是由原子或离子被激发而发射的光谱，带光谱是由分子或基团被激发而发射的光谱，连续光谱是由炽热固体、液体或高温气体的大量分子所发射的光谱。在原子发射光谱分析中所讨论的是线光谱。利用试样中原子或离子所发射的特征谱线的波长或强度来检测元素的存在和含量，称为发射光谱分析。

19 世纪 60 年代科学家用分光镜研究盐和盐类溶液在火焰中加热时所产生的特征光辐射时，发现这种辐射能反映出盐类中金属元素的特性，这就是原子发射光谱分析的基础。历史上用原子光谱曾先后发现了铯、铷、铊等十余种元素，目前主要是用来对金属元素和 P、As、Si、C、B 等 70 余种元素的原子光谱进行分析。

表 10－1　　工作中的常见故障及排除方法

故障现象	发生故障的原因	排除方法
开机预热 30min 后，进行点火试验，但没有吸收	1. 光源选择不正确，可能是灯的密封性差造成灯内气体不纯 2. 波长选择不对，某些元素的谱线复杂，在主灵敏线附近还存在其它灵敏线、离子线或有充入气体的谱线干扰，或由于波长误差导致波长选择错误 3. 工作电流选择过大，对于空心阴极较小的元素灯，工作电流大时也没有吸收 4. 标准溶液配制不合适 5. 燃烧缝不平行于光轴，即元素灯发出的光线不通过火焰就没有吸收	1. 这种故障常出现在碱金属或碱土金属元素灯上，可作反接处理 2. 注意选择好波长，以避免干扰谱线。 3. 降低工作电流 4. 正确配制标准溶液 5. 重新调整燃烧头，使之与光轴平行
灵敏度低	1. 元素发射背景太大 2. 元素灯工作电流太大，由于原子的自蚀效应致使谱线变宽 3. 火焰温度选择不当，燃气与助燃气之比选择不适当 4. 火焰高度选择不当 5. 雾化器调整不好；或堵塞，使样品提升量减少，这是仪器灵敏度下降的主要原因 6. 撞击球与喷嘴的相对位置没有调好 7. 燃烧器与外光路不平行 8. 光谱通带选择不合适 9. 波长选择不合适 10. 燃气不纯，清洗剂和过滤剂使用时间过长。这对于 K、Na、Mg 等元素灯影响尤其严重 11. 空白溶液污染，造成火焰状态不好，使空白吸收干扰增大 12. 雾化筒和燃烧缝严重锈蚀，雾化样变成液珠 13. 雾化筒内有油膜或锈斑，筒内积水、废液流动不畅通 14. 样品与标准溶液变质造成灵敏度降低	1. 选择发射背景合适的元素灯 2. 在光源发光强度能够满足需要的情况下采用尽可能低的工作电流 3. 根据不同金属元素的测试条件，将燃气与助燃气的比例选配适当 4. 合理选择火焰高度 5. 助燃气体开最大，用手堵住喷嘴，使助燃气体吹到畅通为止 6. 一般调到球与喷嘴相切为宜，其相对位置的确定主要是看喷雾效果如何。 7. 使光轴通过火焰中心，不要使燃烧缝与光轴有夹角 8. 对于谱线复杂或者共存元素谱线干扰较大的元素，要选择较窄的光谱通带 9. 在一般情况下，都选择较灵敏的共振线作为分析线 10. 清洗剂用过 3～5 个月即要更换一次 11. 更换空白溶液 12. 更换雾化筒，除去燃烧缝的锈蚀 13. 用丙酮去锈，用乙醇和乙醚去油，最后用水冲洗并吹干 14. 重新配制样品与标准溶液

故障现象	发生故障的原因	排除方法
灵敏度低	15. 火焰状态不好，摆动严重或呈锯齿状 16. 燃气漏气或阀门开关不灵	15. 清洗燃烧缝，改变燃气和助燃气比例，检查气路内是否有水存在 16. 将漏气处排除，在阀门和开关处加润滑油使之开关自如
重现性差	1. 乙炔流量不稳定 2. 废液流动不畅通，雾化筒内积水，影响样品进入火焰，使重现性变差 3. 废液管道没水封或废液管变形 4. 燃气压力不够，气源不足，不能维持火焰稳定，使测试结果改变；或管道内有残存盐类堵塞 5. 喷雾器没调好 6. 基态原子数变化异常，使吸收不稳定，导致重现性变差	1. 在乙炔管道上加一阀门控制开关，使塑料锥体形阀体处于正常状态 2. 立刻停机检查，疏通管道 3. 将废液管道加水封 4. 加大燃气压力。或改用滤纸堵住燃缝，继续喷雾，增大雾化筒内压力，迫使废液排出，并清洗管道 5. 调喷雾器 6. 选择好火焰高度
指针回零不好	1. 火焰发光强度不稳定，表针漂移或抖动 2. 废液不畅通，雾化筒内积水，“记忆效应”严重 3. 燃气缓慢变化，测定条件改变 4. 空白污染 5. 毛细管太长	1. 更换光源灯 2. 清除事例水，使废液畅通 3. 调节燃气 4. 排除污染 5. 剪去多余的毛细管
标准曲线弯曲	1. 光源灯失气，发射背景大 2. 光源内部的金属释放氢气太多 3. 工作电流过大，由于“自蚀”效应使谱线变宽 4. 光谱狭缝宽度选择不当 5. 废液流动不畅通 6. 火焰高度选择不当，无最大吸收 7. 喷雾效果不好 8. 仪器工作在非线性区域	1. 更换光源灯或作反接处理 2. 更换光源灯 3. 减小工作电流 4. 选择最佳狭缝宽度 5. 参照前述废液不畅通的几种原因予以排除 6. 选择适当的火焰高度 7. 调节好撞击球和喷嘴的相对位置，提高喷雾质量 8. 减小试样浓度，使仪器工作在线性区域

故障现象	发生故障的原因	排除方法
分析结果偏高	1. 溶液中的固体未溶解，造成假吸收 2. 由于背景吸收，造成假吸收 3. 空白没有校正 4. 标准溶液变质 5. 谱线覆盖造成的假吸收	1. 调高火焰温度，使固体颗粒蒸发离解 2. 在共振线附近用同样条件再测定一次，把两次测得的结果相减 3. 做空白校正试验 4. 重新配制标准溶液 5. 降低试样浓度，减少假吸收
分析结果偏低	1. 试样挥发不完全，细雾颗粒大，在火焰中未完全离解 2. 标准溶液变质 3. 被测试样浓度太高，仪器工作在非线性部分 4. 试样污染或有其它物理化学干扰	1. 调节好撞击球和喷嘴的相对位置，提高喷雾质量 2. 重新配制标准溶液 3. 减小试样浓度，使仪器工作在线性区域 4. 清除干扰因素，更换试样

一、火焰光度计和火焰分光光度计

火焰光度计和火焰分光光度计的差别在分光系统，若用滤光片来分离火焰发射中被测谱线的仪器就称为火焰光度计，而用单色器分离火焰发射中被测谱线的仪器则称为火焰分光光度计。火焰光度计的结构简单、操作方便。在临床生化检验中，用火焰光度法测定血液或血清中的 K、Na 已成为常规。测定方法常用内标法，因为内标法可使光源波动而引起的谱线强度变化得到补偿。在临床检验中火焰光度计是比较常用的检验分析仪器。

（一）仪器的结构和主要元件

火焰光度计一般由原子化系统、分光系统和检测系统组成。

1. 原子化系统

（1）火焰　火焰的作用是使液体试样转变为气态，然后离解成原子，并使部分原子激发。火焰温度是影响测试结果的重要因素，不同的燃料和氧化剂燃烧时产生不同的温度。由于火焰温度较低，激发能量也较低，所以火焰光度分析一般适用于易激发的碱金属和碱土金属元素的分析，如体液中的 K、Na、Ca 等元素的测定分析。

（2）原子化器　其原子化系统和原子吸收的火焰原子化器相似。

2. 分光系统　火焰光度计的分光系统与原子吸收光谱仪的分光系统相似。

3. 检测系统　将接收到的光信号转变成电信号然后再经放大和预处理后送入指

示仪表上显示出来。由于常用的检测主要是在可见光的波段范围中，与紫外－可见分光光度计的原理结构相似，这里不再赘叙。

（二）仪器的主要性能和工作条件

1. **稳定性**　在仪器点火预热后，用标准液进行测试，在 15s 内仪器读数漂移相对误差不超过 3%。

2. **重复性**　在仪器预热稳定后，用标准液连续 7 次测试，读数值的变异系数不超过 2%。

3. **线性误差**　在仪器预热稳定后，K 在 0.02mmoL/L～0.08mmoL/L 内，线性误差不超过 5%；Na 在 1.00mmol/L～1.80mmol/L 内，线性误差不超过 10%。

4. **测量元素的相互干扰**　K 对 Na 的干扰：Na 表用 1.40mmol/L 钠溶液进行校准后，注入浓钾 0.25mmoL/L 溶液进行试验，其对 Na 表干扰量应不超过钠校准值的 5%。Na 对 K 的干扰：K 表用 0.05mmol/L 钾溶液进行校准后，注入浓钠 7.0mmol/L 溶液进行试验，其对 K 表干扰量应不超过钾校准值的 10%。

5. **定量检测下限**　仪器点火燃烧后，分别用 0.004mmoL/L 钾、0.004mmol/L 钠进行测定，其读数与空白液读数之差应大于十倍空白液的标准偏差。

6. **响应时间**　不超过 8s。

7. **溶液消耗量**　为 2ml/min～6mL/min。

8. **工作条件**　正常工作条件一般为 10℃～35℃，室内的相对湿度不超过 85%。当室温低于 10℃时，火焰燃烧呈现不稳定，特别是以汽化汽油为燃料的仪器，情况更为恶化。

（三）常见故障和排除

火焰光度计的常见故障和排除见表 10－2 所示。

表 10－2　　火焰光度计的常见故障和排除

故障现象	故障的检查与排除
电源指示灯不亮	检查插头；保险管是否松动或保险丝断裂；指示灯泡是否损坏；电源变压器绕组线是否断开。
火焰点燃不着	检查燃料开关控制钮是否开启；U 形管里是否充满了去离子水；在点火电极和燃烧器之间是否可见火花；燃料调节控制旋钮；燃料气缸是否是空的，燃料供应源是否关闭；气缸调节器的输出压力是否过高或过低；燃料限制器是否堵塞；喷雾器安装情况；有无空气供应；导向器是否安装到混合室中。
没有点火火花	检查燃烧器是否安装和正确；点火导线是否连接；点火器导线或插头有无脱落；保险丝和点火开关；点火器是否与交流电源连接；点火电极是否洁净和准确，必要时应更换点火器。

故障现象	故障的检查与排除
仪表指针无响应	检查滤光片选择是否正确；火焰是否点着；灵敏度选择是否正确；喷雾器有无堵塞；记录器插座或连接有无短路；仪表有无故障；电源和放大器是否工作正常。
仪表不能调零	检查空白标准溶液是否被污染；燃烧器外部是否被沉淀物包裹；排液管是否堵塞；放大器线路是否断开。
不能调节到标准读数	检查火焰点燃情况；标准液和稀释液比例是否正确；摅光片选择是否正确；是否进行零点校准；燃料调节控制钮是否正确；喷雾器排出速率是否适当；光学棱镜是否污染，滤光片安放是否正确；仪器周围有无污染；灵敏度选择是否正确；放大器线路有无问题。
显示结果不稳定	检查空气供应管中有无压缩空气，空气是否洁净；仪器有无碰撞变位；喷雾器有无部分堵塞；燃料调节控制钮的位置是否准确；U 形管有无堵塞；燃料气缸压力是否正确；燃料杂质是否过多；燃烧器防护装置是否安装得当；工作环境中大气有无污染；混合室内的导向管是否合适；燃烧器位置安装是否正确；气路系统有无泄漏；地线安装是否妥当；电源电压是否稳当；放大器工作是否正常。
无线性结果	检查是否使用了正确的标准液，稀释比例是否正确；压缩空气中有无杂质；喷雾器有无堵塞；燃料调节旋钮是否调节正确；燃料中有无杂质；混合室内导向管是否正确；仪器使用是否得当；放大器工作是否正常。

二、摄 谱 仪

根据色散元件的不同把摄谱仪分为棱镜摄谱仪和光栅摄谱仪两种，这两种摄谱仪结构和作用原理基本相同。摄谱仪由光源、分光系统、检测系统三部分构成，其最大特点是检测系统以感光板采用照相方式记录试样的光谱，所以可以把试样的谱线拍摄长期保存备查。

（一）光谱的激发光源

光源的主要作用是对试样的蒸发和激发提供能量，使激发态原子产生辐射信号。好的光源除了提供足够的能量使试样蒸发、原子化和激发外；还应具有稳定性好、灵敏度高、光谱背景小、线性范围宽、结构简单、操作方便、安全及应用范围广的优点。

1. **直流电弧** 直流电弧光源的电弧由弧柱、弧焰、阳极斑点和阴极斑点组成。阴极斑点附近激发温度最高，阳极附近次之，弧柱中间部分最低。直流电弧弧焰温度约为 4000K ~ 7000K，温度的高低与电极和试样性质有关，还与电极分析间隙中弧柱的长度和电流强度等因素有关。直流电弧光源可激发七十余种元素，绝对灵敏度高，重复性差，适用于光谱定性分析。

2. 交流电弧　弧温高于直流电弧，稳定性好，适于一般的光谱定性分析和定量分析。

3. 电火花　火花放电温度可达 10000K 以上，产生的谱线主要是离子线，电极头温度较低，稳定性高，重复性好，适于金属元素等均匀试样的定量分析。

4. 电感偶合等离子柜（ICP）　电感偶合等离子柜光源的激发温度 4000K～6500K，稳定性好，线性分析范围大，绝对灵敏度高，适用于光谱定性分析和定量分析。

（二）摄谱仪的光学系统

作用主要是把样品在激发源被蒸发和激发而产生的辐射光进行分光，由照明系统、准光系统、色散系统和投影系统组成。

1. 照明系统　照明系统是指光源摄谱仪狭缝之间的这一部分，由透镜组组成。可分为单透镜和三透镜照明系统两类。作用是把光源的光聚焦于狭缝上，使尽可能多的光进入狭缝；让光源不同部位发出的光均匀地照射到狭缝的各个部位；并使光源电极头所发射出来的连续光谱不进入狭缝。

2. 准光系统　由狭缝和准直镜构成，又称为准光管和平行光管。其中从狭缝入射的光经过准直镜后即成为一束平行的光，这种作用称为准光。因此，准光系统的作用是将光源发出的光转变为平行光束，使其到达分光元件的第一入射面的各点时，入射角度都相同。

3. 色散系统　指光谱仪的分光元件或色散元件。可以是光栅、单个棱镜或多个棱镜。其作用是通过分光元件所产生的色散，将复合光分成单色光。

4. 投影系统　从物镜到其焦面这一部分称为光谱仪的投影系统或“暗箱”。作用是将色散后的单色光束，经物镜聚焦在其焦面上，形成按波长顺序排列的狭缝的像，即光谱。

摄谱仪摄出的谱片也可以用测微光度计进行定量分析。虽然谱线的深浅黑度与作用在感光板上的光强、波长、曝光时间、显影剂浓度、温度、显影时间等都有关系，但是可应用测微光度计特征谱线的黑度，与条件一致时标准样品谱线比较，而测定试样成分含量，即进行光谱定量分析。

三、光电直读光谱仪

光电直读光谱仪与摄谱仪的区别在于用光电倍增管和有关电子电路代替感光板。因此，它不需要显影设备、光谱投影仪和测微光度计。

光电直读光谱仪是高度自动化的仪器，结构较复杂，价格也较昂贵。在快速常规分析中常用该仪器。直读光电光谱仪可在 1min～2min 显示分析结果，而用摄谱法测定有 5 个元素的样品约需要 30min。并且光电直读光谱仪的精密度较好，在理想条件下，测试的重复性可达实际含量的 1% 数量级。但是光电直读光谱仪因为系统

物理尺寸的限制，一般只能测量一种基体材料内 8 ~ 24 种元素。要扩展测量能力，需将接收器组合成几个“桥”，每个“桥”用于一种类型的基体材料，而且不能象摄谱仪那样长久保存图谱，所以光电直读光谱仪并不能完全取代摄影谱仪。

四、激光显微发射光谱仪

激光显微发射光谱仪不需要专门制备试样就可以进行原位测定，检测限低，灵敏度高，还可以进行多元素同时测定。

激光显微发射光谱仪的激发光源是激光器，种类很多。广泛采用的是脉冲式固体激光器，其工作物质主要是红宝石、钕玻璃和钇铝石榴石。运转模式为自由振荡式等。

激光显微发射光谱仪是把功率为几百瓦到几十兆瓦的脉冲激光经物镜聚焦到样品上，在样品的焦点上产生 10000K 以上的高温，将样品蒸发、激发，然后用摄谱仪拍摄其光谱进行分析。激光可以聚集成 10 微米甚至更细的光束，理想状态下可测定几十微米的微小样品成分。分析时激光在样品上打一个孔径为几十微米的孔。这样小的孔对样品来说可以认为是无损分析。

激光显微发射光谱仪有一个特殊的显微镜，其作用一方面是观察样品，以便精确瞄准待测区。另一方面是聚焦激光光束在样品上，蒸发和激发样品。其反射光用于观察不透明的样品，透射光用于观察透明的样品。

样品激发方式有两种，一种是单独使用激光蒸发、激发样品，这种方法的检测限度较差。另一种是先采用辅助电极火花放电激发、或采用无电极高频放电激发，激光束主要起蒸发样品的作用。这种方法称为二段激励法。采用这种方法至少可以使光谱的强度增加 15 倍。

激发样品产生的光谱主要采用摄谱仪检测记录，也可采用光电直读光谱仪检测的。摄谱仪聚光性强，有利于提高灵敏度。此外激光显微发射光谱较宽，摄谱仪还要有足够的分辨率。

此项技术可用于人体元素含量的分析，也可用于医疗器械材料的鉴定，还可以用该项技术去测定工业污染区昆虫所携带元素的含量分析，从而评价该地区的污染水平。

第三节　原子光谱分析仪在临床检验中的应用

一、血浆中钠、钾的火焰光度法测定

血清经适当稀释后，其中的钠、钾离子，在火焰光度计上发射出特征性谱线。钠的特征谱线为 591nm（黄线）；钾的特征谱线为 768nm（红线）；锂的特征谱线为

671nm。用锂溶液作为标本及标准稀释液，利用钠、钾信号与锂信号的比值作为定量参数，这种方法称为内标法，它受火焰变动的影响较小。

目前大多数仪器采用 15mol/L 作内标，今后的趋势是以铯作内标。铯所需浓度仅是锂的 1/10，并且铯的特征发射光谱与钾的分析峰有足够距离。人体内又不含铯，并且可同时测定药物锂的浓度。

对高脂血症及高蛋白血症病人的血清，火焰光度法可出现假性低血钠（钾），这是因为脂质和蛋白的存在造成了实际测量值与计算值的误差。

二、血清锌的原子吸收法测定

血清标本用蒸馏水适当稀释后，将其吸进原子吸收分光光度计，经火焰而产生最适合的吸收谱线。用含 5ml/dL 的甘油稀释锌标准液，使其与稀释血清有相近的粘度。比较记录峰高，通过标准曲线或数字直读出血清锌浓度。

样品的吸入速度、火焰状态保持恒定和最优化是提高测试结果重现性的重要环节。高粘度标本须作必要的稀释；要定期吸进稀盐酸，以保持雾化器清洁；燃烧头应放在非酸性清洁剂中浸泡过夜，使用前彻底清洗；保持燃烧喷口的通畅和表面光滑。

三、几种公认的血铅测量方法

目前公认能够精确测定血铅水平的仪器和方法是石墨炉原子吸收光谱法（GFAAS）和阳极溶出伏安法（ASV）。

等离子体质谱 ICP－MS 虽然可精确测定血铅含量，但因成本太高，不适合做日常分析，只有一些专业实验室才拥有这种设备，还有火焰原子吸收光谱法（AAS）及红细胞原卟啉法（EP）等，他们在测量精度及范围等方面都有局限性。

（一）石墨炉原子吸收光谱法（GFAAS）

GFAAS 是目前国际上公认的检测血铅的标准方法之一。这类仪器有塞曼效应背景修正系统，并保证用于分析铅的波长稳定在 283.3nm。由于对人体产生影响的血铅是微量的，铅又是易挥发且电离电位较低的元素，如果使用一般火焰法原子光谱，铅的原子化率是非常低的，即它的灵敏度达不到检测人体血铅的目的。使用石墨炉原子吸收光谱可以明显提高铅的原子化效率，使灵敏度大幅增加而达到检测血铅的目的。但石墨炉原子吸收光谱受光散射和分子吸收的影响比火焰原子吸收法大，因此有必要对石墨炉原子吸收光谱进行背景校正，一般选择塞曼效应校正背景。但此方法对样品处理和工作环境的要求很苛刻，临床血铅测定要求所用的容器、试剂和水等无铅污染。只有在操作过程中严格进行质量控制，才能避免以上各因素造成二次污染。

在使用塞曼效应石墨炉原子吸收光谱测定血铅时要注意以下几个问题：

1. 采血后对血样进行硝化处理过程中，血样完全暴露在环境（如灰尘）中，因此一定注意血样在环境中的铅污染。

2. 采血后对血样进行硝化是去除血液里的纤维素，使铅以游离态的形式存在于溶液中。处理过程中有些硝酸的铅含量比较高，甚至高于血铅。因此，在使用硝酸对血样进行硝化处理前，先检测硝酸的铅含量并采取措施降低硝酸中铅的含量，避免血样的二次污染。

3. 在使用塞曼效应石墨炉原子吸收光谱测定血铅时，必须有专业技术人员完成此操作过程。

（二）阳极溶出伏安法（ASV）

这是一种高精度、无干扰的方法。检测步骤如下为：全血加入到试剂中；铅从血中游离出来；样品中的铅附着到镀汞的石墨碳电极表层；被集中的铅从电极上溶出，通过快速的电化学反应测出铅的实际含量。

ASV 作为成功测定血铅浓度的检测方法，在国外应用已有 30 多年的历史，特别是 3010B 型血铅分析仪，这是目前国家药监局批准的用于全血和体液中痕量铅测定的唯一一种血铅分析仪，它对于血铅的检测范围是 1μg/dL ~ 100μg/dL。仪器体积小，对工作环境要求较低，已配备了专用试剂盒，含测试试剂及质控试剂，操作简单，测量时只需将 100μL 全血加入试剂瓶中摇匀即可。专用试剂即保证了血液中的铅完全溶出，又避免了样品在处理过程中造成的二次污染，从而保证了测试的准确度，避免了假阳性和假阴性的出现。

第八篇

医用 X 线检查设备原理图解与操作标准及维修技术

第一章　医用 X 线检查设备的结构、基本原理

一、结构简介

医用 X 线检查设备主要由两大部分组成，即 X 线发生器和 X 线检查的附属设备。

（一）X 线发生器

X 线发生器由控制器、高压发生器、X 线管组件与高压电缆组成。

1. 控制器　控制 X 线产生的各种控制电路、技术选择、产生 X 线参量设定、参量检测指示、各种电源供给分配等主要电路或控制系统由控制器控制，支持和控制 X 线的产生。500mA 以下 X 线发生器的控制器大多与操纵台为一体，而大型 X 线发生器的控制器多由控制柜与操纵台组成。

2. 高压发生器　高压发生器是一个装有绝缘油的油箱，其内装有供给 X 线管高压的升压变压器，将升压变压器次级高压交流变为直流的高压整流器、高压交换闸；供给 X 线管灯丝产生电子的降压变压器（称之为 X 线灯管丝加热变压器）。高压油箱内的绝缘油除了绝缘外还有为内部元件散热之功用。

3. X 线管组件　它由防电击防散射 X 线管套、绝缘油与 X 线管组成。X 线管的作用是直接产生 X 射线，所以它必须有能产生电子的阴极，能承受高速运动电子撞击与热传导的阳极，阴极与阳极装在一个真空度极高的玻璃罩内。X 线管阳极有静止（固定）与旋转之分，静止阳极 X 线管结构简单、容量小、焦点大；旋转阳极 X 线管结构复杂，容量大，焦点可做得很小（微焦点 0.3mm 以下）。静止与旋转阳极 X 线管组件一般结构见图 1－1 和图 1－2。

4. 高压电缆　高压发生器与 X 线管组件之间的连接电缆称之为高压电缆，它是用来向 X 线管输送管电压和灯丝加热电压的。它的结构如图 1－3 所示。

5. X 线发生器规格　X 线发生器规格目前尚未有统一的标准，各厂家自成系列。规格表示大致有以下几种：

（1）以额定管电压值表示。

（2）以最大瞬时功率表示。

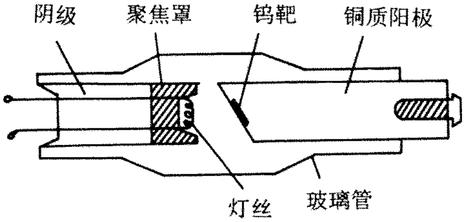


图 1－1　**静止阳极 X 线管**

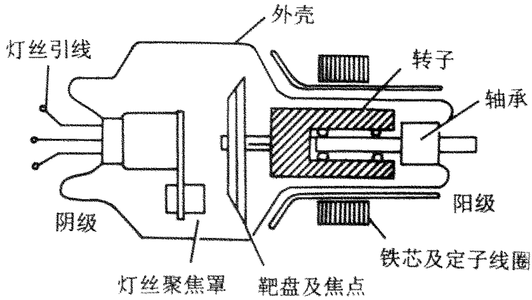
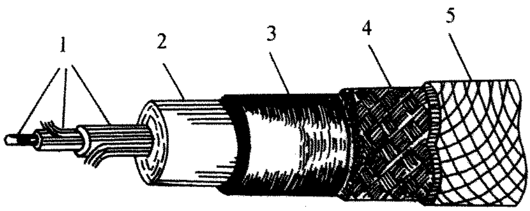
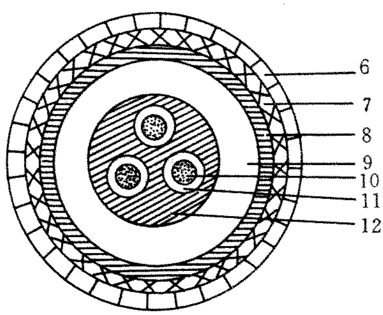


图 1－2　**旅转阳极 X 线管**



（1）



（2）

图 1－3　**高压电缆结构示意图**

（1）同心圆形高压电缆；（2）非同心圆形高压电缆

1. **芯线**；2. **高压绝缘层**；3. **半导体层**；4. **金属网层**；5. **保护层**；6. **保护层**；7. **金属网层**；8. **半导体层**；9. **高压绝缘层**；10. **芯线**；11. **芯线绝缘层**；12. **内半导体层**

（3）一定时间内（如 0.1s），以额定管电流值和在该管电流值下的最高管电压值、额定管电压值和在该管电压值下最大管电流值并列表示，目前多用此法。

（4）以电容量和额定管电压值表示，这是电容器充放电式 X 线发生器特有的表示方法。

（5）我国均以最大输出管电流值表示。

表 1－1 与表 1－2 列举一些国内外 X 线发生器系列，供参考。

表 1－1　　　　国内 X 线发生器规格

最大管电流（mA）和最大管电压（kVp）		
KB－200 200mA 100KVp 125KVp 单相桥式全波整流	F78 300mA 125KVp 单相桥式全波整流	XG－200 200mA 125KVp 单相桥式全波整流
KB－400 400mA 100KVp 125KVp 单相桥式全波整流	F99 500mA 125KVp 单相桥式全波整流	
KB－500 500mA 125KVp 单相桥式全波整流	FS503Y－1 600mA 150KVp 单相桥式全波整流	XG－500 500mA 125KVp 单相桥式全波整流
	FS803Y－1 800mA 150KVp 单相桥式全波整流	
	2FS 302－1 高频 300mA 125KVp	
西南医疗设备厂	北京医用射线厂	上海医疗设备厂

表 1－2　　国外 X 线发生器规格

额定管电流（mA）和输出管电流（KVp） 输出管电流（mA）和额定管电压（KVp）		
ED150L	SUPER M70	TRIDOROS OPTIMATIC 800
300mA　125KVp　2 **脉冲**	800mA　60KVp　**六脉冲**	800mA　60KVp　6 **脉冲**
500mA　100KVp　50KW	500mA　100KVp	400mA　125KVp　50KW
	420mA　125KVp　50KW	
HD150B	SUPER M80	TRIDOROS OPTIMATIC 1000
800mA　100KVp　12 **脉冲**	1000mA　80KVp　12 **脉冲**	1000mA　70KVp12　12 **脉冲**
	800mA　100KVp	700mA　100KVp
300mA　150KVp　80KW	500mA　125KVp　80KW	300mA　150KVp　70KW
HD150G	SUPER M100	GIGANTOS 1250
1250mA　90KVp　**三相恒压**	1250mA　80KVp　12 **脉冲**	1250mA　80KVp　12 **脉冲**
630mA　125KVp　**四极管**	1000mA　100KVp	1000mA　100KVp
320mA　150KVp　112.5KW	500mA　150KVp　100KW	500mA　150KVp　100KW
UD150L	SUPER 50CP	POlYDOROS 50
630mA　80KVp　**高频**	600mA　80KVp　**高频**	800mA　80KVp　**高频**
500mA　100KVp	500mA　100KVp	500mA　100KVp
320mA　150KVp　50KW	320mA　150KVp　50KW	300mA　150KVp　50KW
UD150B	SUPER 80CP	POLYDOROS 80
1000mA　80KVp　**高频**	1000m　80KVp　**高频**	1000mA　80KVp　**高频**
800mA　100KVp	800mA　100KVp	800mA　100KVp
250mA　150KVp　80KW	500mA　150KVp　80KW	530mA　150KVp　80KW
	SUPER 100CP	POLYDOROS 100
	1250mA　80KVp　**高频**	1250mA　80KVp　**高频**
	1000mA　100KVp	1000mA　100KVp
630mA　150KVp	100KW　600mA	150KVp　100KW
SHIMADZU	PHILIPS	SIEMENS
MG100L－30　**电容**	MCD105　**电容**	
100KV　1μF　**器式**	105　1μF　**器式**	
MC－125L－30　**移动**	PRACTIX33　**高频**	POLYMOBILⅡ　**高频**
125KV　1μF	**最大** 110KV　**移动**	**最大**　90KW　**移动**

额定管电流（mA）和输出管电流（KVp） 输出管电流（mA）和额定管电压（KVp）		
MC125L－50　式 125KV　1μF MU125M　高频 400　80　移动 320　100　式 250　125 32KW	33mAS 3.3KW PRACTIX2000　高频 最大125KV　移动 325mAS　式 12KW MOBIL300CP　高频 最大125KV　移动 250mAS　式 30KW	200mAS　式 1.6KW POLYMOBIL Ⅱ　高频 最大105　移动 250mAS　式 3KW MOBILETT PLUS　高频 30KW　移动 式

6.X线管规格及代用方法　在X线发生器检修中，若发现X线管损坏只有重新更换。当没有同一型号的X线管时，用其它型X线管代换，则必须了解代换管与原管规格是否一致。X线管规格参数比较多，各厂家表示方法不完全一致，在实际应用中我们只要比较其主要规格参数，一般有以下几种：

物理尺寸：总长度、最大直径、焦点中心、阴阳极端颈直径、靶盘直径等。只要物理尺寸一致，代换时在管套内装配就不成问题了。

最高管电压：一般标称有100KVp、125KVp、150KVp。

功　　率：单位为KW。

阳极热容量：单位为KHU。

阳极倾角：单位为“度”。在一定的焦—片距离情况下，阳极倾角大小决定投照野的大小，也决定有效焦点的大小。

阳极冷却率：单位为HU/S

阳极转速：单位为r/min（每分钟旋转数），在50Hz电源时，低速标称2800r/min，高速标称8000r/min。

负载特性曲线：它是指在一定整流方式、一定KVp和S下，所允许的最大管电流。这在更换后，调整过载保护装置很有价值。

灯丝加热特性曲线：系指灯丝加热电压和加热电流的关系，一般X线管附带资料指的是有载情况下两者之间的关系，同时也给定了每种焦点的最大电压和电流。

为使读者在更换X线管时方便，现将主要生产厂家X线管命名方法和对照表简述如下，供参考。

（1）X线管命名方法

①**中国杭州电子管厂** X **线管**

XD51—XX—XX/1XX

- 管电压
- 大焦点功率 KW
- 小焦点功率 KW
- 型号

②**中国上海医疗器械九厂** X **线管，其命名方法与①相同。**

③PHILIPS X **线管**

XPO XX XXX/ROTXXX

- 管套型号
- 大焦点功率 KW
- 小焦点功率 KW
- 型号

RO- 普通转速 2 800r/min

SRO- 高速 8 000r/min

④**德国** NAGO **厂** X **线管**

GDXX—XX/XXSS

- 管电压 KVp
  - 无 SS 为 100KVp
  - S 为 125KVp
  - SS 为 150KVp
- 功率
  - 前为小焦点 KW
  - 后为大焦点 KW
- 型号

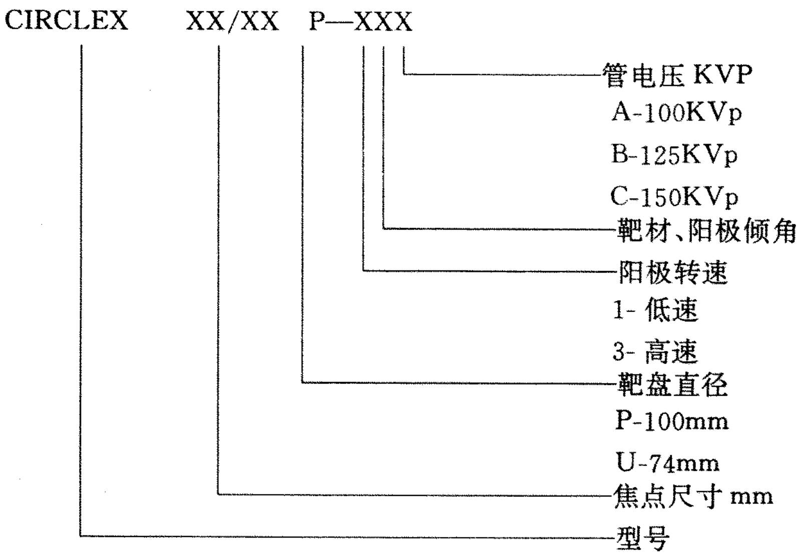
⑤**德国** SIEMENSX **线管**

型号有 p **和** opti **等**

BIXXX/XX/XX

- 大焦点功率 KW
- 小焦点功率 KW
- 管电压 KVp
- 型号

⑥SIMADZUX 线管



（2）X 线管代用对照表：

表 1－3～表 1－7 给出 NAGOX 线管与国产、岛津、东芝、西门子、菲利浦主要厂家 X 线管代用对照表，各表中所给型号能相互直接代用。

表 1－3　　NAGO－国产 X 线管代用对照表

国产 X 线管型号	NAGOX 线管型号	靶盘直径（mm）	靶材	阳极热容量（KHU）	阳极倾角（度）	焦点尺寸（mm）	灯丝有载（A/V）	
							小焦点	大焦点
XD51－20－40/100	GD7－20/40S－20	70	W	80	17.5	1.0/2.0	5.5/10	5.5/12
XD51－20－40/15	GD7－20/40S－20	70	W	80	17.5	1.0/2.0	5.5/10	5.5/12
XD52－30－50－125	GD9－30/50S－10	80	W	120	17.5	1.0/2.0	5.2/7	5.5/11

表 1－4　　NAGO－岛津 X 线管代用对照表

岛津 X 线管型号	NAGOX 线管型号	靶盘直径（mm）	靶材	阳极热容量（KHU）	阳极倾角（度）	焦点尺寸（mm）	灯丝有载（A/V）	
							小焦点	大焦点
0.3/0.8 P38C	GD32S－15/40SS－140	100	W.RE	200	12.0	0.3/0.8	5.3/8.34	5.6/13.6
0.8 P38C	GD32S－40SS－140	100	W.MO	200	12.0	0.8	5.6/17	5.6/17
0.6/1.2 P38C	GD32S－35/95SS－140	100	W.MO	200	12.0	0.6/1.2	5.6/16.0	5.6/15.2

岛津 X 线管型号	NAGOX 线管型号	靶盘直径（mm）	靶材	阳极热容量（KHU）	阳极倾角（度）	焦点尺寸（mm）	灯丝有载（A/V）	
							小焦点	大焦点
1.0/2.0 P38C	GD32S－60/100SS－140	100	W.MO	200	12.0	1.0/2.0	5.6/15.2	5.6/19.2
0.6/1.2 P18C	GDl2S－20/50SS－140RE	100	W.MO	200	12.0	0.6/1.2	5.6/1.0	5.6/15.2
1.0/2.0 P18C	GDl2S－40/70SS－140RE	100	W.MO	200	12.0	1.0/2.0	5.6/13	5.6/17
0.5/1.5U10CN	GD7－6/30SS－140	74	W.MO	80	18.0	0.5/1.5	5.6/9.0	5.6/16.9
0.5/1.5U13CN	GD7－6/30SS－140RE	74	W.MO	140	18.0	5.5/1.5	5.6/8.2	5.6/15.7

表 1－5 NAGO－西门子公司 X 射线管代用对照表

西门子型	NAGO 型	靶盘直径（mm）	靶材	阳极热容量（KHU）	阳极倾角	焦点尺寸（mm）	灯丝有载（A/V）	
							小焦点	大焦点
P125－30Q	GDl0－30s－10	86	W	120	17.5°	1.2	8.5/9.5	8.5/11.7
P125－20/40	GD10－20/40s－10	86	W	120	17.5°	1.2/2.0	8.5/9.5	8.5/11.7
P125－30/50	GD11－30/50s－10	100	W	150	19°	1.2/2.0	8.5/9.5	8.5/11.7
P150－30/50	GD11－30/50ss－10	100	W	150	19°	1.2/2.0	8.5/9.5	8.5/11.7
Bi125－30/50	GD11－30/50s－10	100	W	150	19°	1.2/2.0	8.5/9.5	8.5/11.7
Bi125－30/50	GD11－30/50ss－10	100	W	150	19°	1.2/2.0	8.5/9.5	8.5/11.7
Bi125－30/50R	GD35－30/50s－10	100	W、RE	220	14.5°	0.7/1.0	5.5/9.6	5.5/17.5
Bi150－30/50R	GD35－30/50ss－10	100	W、RE	220	14.5°	0.7/1.0	5.5/9.6	5.5/17.5
Bi125－30/101R	GD36－30/100s－10	100	W、RE	220	12°	0.7/1.3	5.5/20	5.5/21
Bi150－30/101R	GD36－30/100ss－10	100	W、RE	220	12°	0.7/1.3	5.5/20	5.5/21
Bi125－12/50R	GD35－12/50s－10	100	W、RE	220	14.5°	0.4/1.0	5.5/8.6	5.5/17.5
Bi150－12/50R	GD35－12/50ss－10	100	W、RE	220	14.5°	0.4/1.0	5.5/8.6	5.5/17.5
Bi125－30/50RS	GD37－30/50s－10	105	W、RE	300	14.5°	0.7/1.0	5.5/9.6	5.5/17.5
Bi150－30/50RS	GD37－30/50ss－10	105	W、RE	300	14.5°	0.7/1.0	5.5/9.6	5.5/17.5
Bi125－30/101RS	GD38－30/100ss－10	105	W、RE	300	12°	0.7/1.3	5.5/12	5.5/21
Bi150－30/101RS	GD38－30/100ss－10	105	W、RE	300	12°	0.7/1.3	5.5/12	5.5/21

表 1－6　NAGO－东芝 X 线管代用对照表

东芝 X 线管型号	NAGOX 线管型号	靶盘直径（mm）	靶材	阳极热容量（KHU）	阳极倾角	焦点尺寸（mm）	灯丝有载（A/V）	
							小焦点	大焦点
DRX 2825H	GD125－4/40SS－130RE	100	W	200	12.0	0.3/1.2	5.0/5.9	5.5/15.1
DRX 3224H	GD41－22/50SS－130（H）	100	W	300	12.0	0.6/1.2	4.9/11.8	5.5/20.7
DRX3724H	GD39－40/100SS－130	100	W	300	12.0	0.6/1.2	4.9/11.8	5.5/15.3
DRX 3725H	GD39－12/100SS－130	100	W	300	12．0	0.3/1.2	4.9/11.8	5.5/15.3
DRX 1603B	GD7a－20/40SS－130	100	W	140	16.0	1.0/2.0	5.1/9.7	5.1/14.1
DRX 3745H	GD32－12/40SS－130	100	W	220	12.0	0.3/1.0	4.9/11.8	5.5/15.3
DRX 3535H	GD32－11/52SS－130	100	W	220	12.0	0.4/1.0	5.6/8.6	5.6/17.5
DRX 2903H	GD32－60/100SS－130	100	W	300	12.0	1.0/2.0	5.5/15.3	5.1/22.3

表 1－7　NAGO－菲利浦公司 X 射线管代用对照表

菲利浦型	NAGO 型	靶盘直径（mm）	靶材	阳极热容量（KHU）	阳极倾角	焦点尺寸（mm）	灯丝有载（A/V）	
							小焦点	大焦点
R030－125	GD6－30s－10	90	W	135	17.5°	1.2	－	5.5/14.5
RO11/30－125	GD6－12/30s－10	90	W	135	17.5°	0.6/1.2	5.5/9.5	5.5/14.5
RO2/30－125	GD6－2/30s－10	90	W	135	17.5°	0.3/1.2	4.8/6.0	5.5/14.5
RO2/50－125	GD6－2/50s－10	90	W	135	17.5°	0.3/2.0	4.8/6.0	5.5/13.8
RO30/50－125	GD6－30/50s－10	90	W	135	17.5°	1.2/2.0	5.5/14.5	5.5/13.8
RO30－150	GD6－30ss－10	90	W	135	17.5°	1.2	1.8/6.0	5.5/14.5
RO2/30－150	GD6－2/30ss－10	90	W	135	17.5°	0.3/1.2	5.5/9.5	5.5/14.5
RO11/30－150	GD6－12/30ss－10	90	W	135	17.5°	0.6/1.2	4.8/6.0	5.5/14.5
RO2/50－150	GD6－2/50ss－10	90	W	135	17.5°	0.3/2.0	4.8/14.5	5.5/13.8
R030/50－150	GD6－30/50ss－10	90	W	135	17.5°	1.2/2.0	5.5/9.0	5.5/13.8
21953/90－125	GD9－30/40s－20	86	W	120	17.5°	1.2/2.0	4.8/6.0	
21954/90－125	GD9－2/30s－20	86	W	120	17.5°	0.3/1.2	4.8/6.0	5.5/12.2
21955/90－125	GD9－2/40s－20	86	W	120	17.5°	0.3/2.0	5.5/9.0	5.5/9.0

菲利浦型	NAGO 型	靶盘直径（mm）	靶材	阳极热容量（KHU）	阳极倾角	焦点尺寸（mm）	灯丝有载（A/V）	
							小焦点	大焦点
21956/90 – 125	GD9 – 30s – 20	86	W	120	17.5°	1.2	4.8/6.0	5.5/12.2
21953/00 – 125	GD9 – 30/40s – 30	86	W	120	17.5°	1.2/2.0	4.8/6.0	5.5/9.0
21954/00 – 125	GD9 – 2/30s – 30	86	W	120	17.5°	0.3/1.2	–	5.5/12.2
21955/00 – 125	GD9 – 2/40s – 30	86	W	120	17.5°	0.3/2.0	–	5.5/12.2
21956/00 – 125	GD9 – 30s – 30	86	W	120	17.5°	1.2	–	5.5/9.0
SRO12/30 – 125	GD29 – 12/30s – 40	90	RE	216	12°	.3/0.6	5.5/7.5	5.5/12.6
SRO12/50 – 125	GD29 – 12/50s – 40	90	RE	216	12°	0.3/1.2	5.5/7.5	5.5/14.0
SRO20/50 – 125	GD30 – 20/50s – 40	90	RE	216	16°	0.6/1.2	5.5/9.6	5.5/14.0
SR022/50 – 125	GD30 – 20/50s – 40	90	RE	216	16°	0.6/1.2	5.5/9.6	5.5/14.0
SRO12/30 – 150	GD29 – 12/30ss – 40	90	RE	216	12°	0.3/0.6	5.5/7.5	5.5/12.6
SRO12/50 – 150	GD29 – 12/50ss – 40	90	RE	216	12°	0.3/1.2	5.5/7.5	5.5/14.0
SRO20/50 – 150	GD30 – 20/50ss – 40	90	RE	216	16°	0.6/1.2	5.5/9.6	5.5/14.0
SRO22/50 – 150	DG30 – 20/50ss – 40	90	RE	216	16°	0.6/1.2	5.5/9.6	5.5/14.0
SRO03/100 – 150	GD29 – 3/100ss – 40	90	RE	216	12°	0.2/1.5	4.8/6.0	5.5/18.7
SRO25/50 – 125	GD28 – 25/50s – 40	90	RE	216	16°	0.6/1.0	4.8/11.0	5.5/14.0
SRO32/100 – 150	GD27 – 32/100ss – 40	90	RE	216	12°	0.6/1.5	4.8/12.6	5.5/18.7
SRO25/50 – 150	GD28 – 25/50ss – 40	90	RE	216	16°	0.6/1.0	4.8/11.0	5.5/14.0
SRO33/100 – 150	GD27 – 32/100ss – 40	90	RE	216	12°	0.6/1.5	4.8/12.6	5.5/18.7
SR031/100 – 150	GD27 – 32/100ss – 40	90	RE	216	12°	0.6/1.5	4.8/12.6	5.5/18.7

（二）附属装置

一套完整的 X 线检查设备除了 X 线发生器外，还需配备完成不同检查方式的辅助装置，谓之附属装置，它们有：

1. **射野限制器　射野限制器也叫射野调节器，其作用就是调节 X 线照射野的大小，它装在 X 线管室的放射窗口上。它由两对或多对活动铅板（多叶式），一组沿 X 线管室纵轴线作水平运动，一组沿 X 线管室纵轴作垂直运动。有手动和电动两种形式。它还有光源和反光镜，预示 X 线照射野的大小。**

2. **X 线管组件保持器　根据用途的不同可有多种形式。如立柱式、悬吊式、多向式等。**

3. 诊视检查床　诊视床是用于 X 线透视或点片且移动或运动灵活的检查装置，它的种类繁多，形式多样，有近控和遥控之分。

4. 普通 X 线摄影床　用于普通 X 线摄影检查，它是一种固定于地面的平形床，由床面、支架、滤线栅与托暗盒架等组成。床面有固定式与可移动式两种，有的床面还可升降。

5. 特殊 X 线摄影检查床　用于特殊 X 线摄影检查的装置也很多，繁简程度差别极大。如 X 线体层摄影检查床、X 线体层摄影并兼放大摄影检查床等。

二、基本原理简介

（一）X 线产生的基本原理

我们知道，X 线是德国钧物理学家伦琴在研究阴极射线管时发现的。它产生的原理是：当高速运动的电子，在途中突然急剧受阻（撞击在阻止物上），电子失去自己的能量，其能量的 99% 被转换成热能，只有 1% 转换成 X 线释放出来。也就是说 X 线产生的过程实际上是一种能量转换的过程。

由 X 线产生的原理可知，X 线产生必须具备 3 个条件，即：

（1）产生自由电子的装置 – X 线管灯丝。

（2）迫使自由电子沿一定方向高速运动的装置 – 高压发生器。

（3）阻止电子运动的装置 – 靶（X 线管阳极）。

（二）X 线发生器基本工作原理

X 线发生器能按其本身的设计的技术条件和按操作者所要求的（选择）技术参数（条件）去控制 X 线的产生。X 线发生器所控制的参量主要是 X 线的三参量即：KVp、mA、s，下面分别简述三参量的工作原理。

1. 管电压（KVp）　KVp 代表 X 线的质，决定了穿透力，所以这个量必须能高低变化（一般是 40 ~ 150KVp 连续可变），KVp 的变化现大多采用改变高压变压器初级端所输入电压。因此，KVp 变化控制可简述为：根据选定 KVp 值，KVp 控制器自动把高压变压器初级输入电压值变为次级所对应的电压，次级输出与选定 KVp 值对应的电压经整流（或倍压）形成脉动或恒定直流施加于 X 线管两端。KVp 控制有开环与闭环两种，工频 X 线发生器多为开环控制，中高频 X 线发生器均采用闭环控制。

2. 管电流（mA）　mA 代表 X 线的量，就是 X 线管灯丝产生自由电子的数量。自由电子的多少由灯丝电压的高低控制，也就是 mA 的大小。一般把 mA 固定在几档 X 线发生器允许的范围内，透视的 mA 是可连续变化的（也有固定不变的）。由于 X 线管灯丝加热电压是由一降压变压器供给的，加热电压的控制是靠改变灯丝变压器的初级电压，该电压的改变目前有三种方法：一种为电阻分压法；一种为晶体管

控制法；另一种为逆变变频式控制法。mA 控制过程可简述为：与设定 mA 相对应的电压加到灯丝加热变压器初级端，该变压器次级感应出一定的次级电压经阴级 X 线管高压电缆送至 X 线管灯丝，受热灯丝产生自由电子，电子在高压作用下从阴极流向阳极（高真空条件下）而形成电流。mA 控制也有开环控制与闭环控制两种形式，晶体管和逆变变频式控制均可实现闭环控制。

3. 曝光时间控制（s）　s 是用来控制 X 线产生时间长短的控制单元，该单元计时方式有：机械式（已淘汰）；电动机式（已淘汰）；电子式（大多采用 RC 电路 + 晶闸管或时基集成电路）；集成式（多在有微机控制的 X 线发生器中，如用可编程计时器集成电路）；微机式（计时由软件完成，其精度非常高）。s 控制过程可简述为：当所有曝光条件均满足后，操作者按下曝光手开关或其它曝光装置的曝光触点闭合，计时器开始启动，发出曝光控制信号去控制 X 线开始产生，当设定时间到后，计时器发出 X 线终止信号，终止 X 线的产生。

虽然 X 线发生器的种类很多，其控制复简程度与方式千差万别，但它们不外乎是控制前面所述 3 个主要参量（KVp、mA、s），还有一些中间控制环节单位，如过载保护，X 线管旋转阳极定子电路控制，检测与指示电路等。控制 X 线产生过程基本是一致的，我们可把它简述为：根据摄影目的选定三参量或自动设定，三参量控制单元分别按设定参量调整至相应值并自动计算设定三参量是否在本控制器允许的范围内。若设定条件超出控制器允许的最大范围，过载保护单元工作，自动锁定曝光允许电路，不能曝光，并发出过载指示，告诉操作者重新设定三参量中的一种或两种参数。当所有设定参量均在允许范围内，若操作者按下曝光手开关第一按（准备开关）或其它附属装置请求准备开关的触点闭合，控制器发出以下指令：①X 线管旋转阳极定子启动控制电路启动，并自动检测是否启动，启动延时电路工作。②X 线管灯丝开始增温加热至设定要求的温度，并自动检测是否加热。

若 X 线管旋转阳极定子启动正常，X 线管加热正常，延时时间到，其它控制电路均正常的情况下，曝光准备一切就绪，这时控制器上准备灯亮，告之操作者可曝光。

在上述条件下，若操作者按下曝光开关或附属装置的曝光控制触点闭合，计时器启动计时，同时计时器发出曝光指令信号控制高压初级电路接通，高压变压器次级感应的电压经整流后在经高压电缆加到 X 线管两端，X 线开始产生。所设定曝光时间一到，计时器发出曝光终止指令，切断高压初级电路，X 线停止产生。

当操作者松开手开关或附属装置曝光控制触点断开时，X 线管旋转阳极定子回路断开，刹车（直流电压）回路工作使旋转阳极停止运动；X 线管灯丝加热增温控制回路断开，X 线灯丝处于预热状态，等待下次曝光。

上述为 X 线发生器控制 X 线产生的大致过程，对读者了解 X 线发生器控制 X 线产生的过程和原理有一定帮助。

三、检测仪表简介

除了总则所述常规用检测仪表外，X 线发生器检测还必须有专用检测仪表，它们有：

（一）管电压（KVp）检测仪

KVp 检测仪有直接与间接测试两类。

直接测试就是把高压分配器直接插入高压回路，可在高压发生器侧、也可在 X 线管侧，大多在高压发生器侧，用示波器或直读表测试其间接指示值。高压分配器（或衰减器）电路如图 1－4 所示。

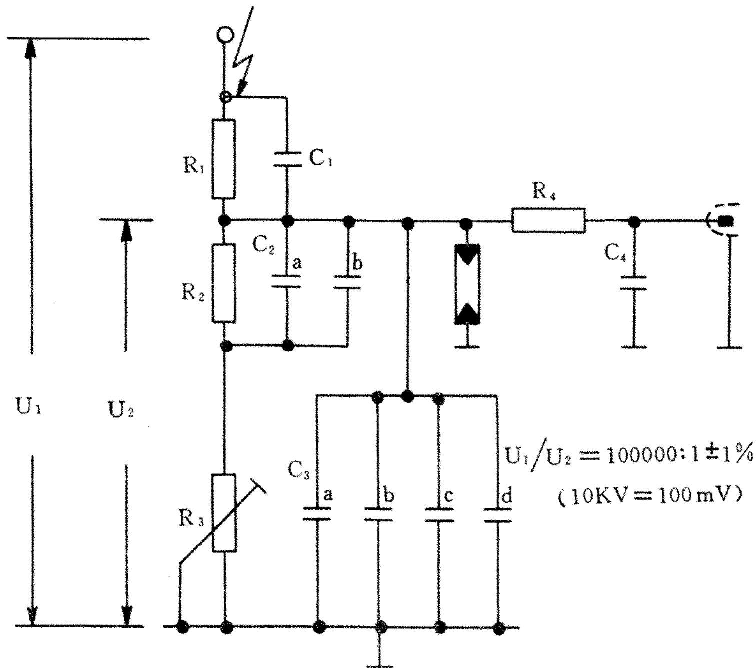


图 1－4　高压分配器电路图

这种高压测试仪由于直接插入高压回路，危险性比较大，使用应特别小心。下面提供两种参考型号：①YXGD 医用 X 线机高压测试仪，由辽宁省医疗器械研究所生产；②O 型插座用高压测试插头，由 SIEMENS 生产（Part No 7395320 RE999），两个同时用，接示波器测量。

间接测试式的高压测试仪是将探测器置在 X 线射野内间接测量直读 X 线管电压。该测量仪安全，使用方便，但价格较贵，国内目前尚未有生产，多为进口，如德国 PTW－NOMEX X 线发生器综合测试仪。但国内由北京放射医学研究所和北京市

放射卫生防护研究所研制的 RM－PX 射线诊断影像质量控制检测箱中包括有 RMP101 型管电压测试盒，测量安全，但操作测量分析费时。

（二）曝光时间（s）测试仪

曝光时间测试仪有介入与非介入式两类。

介入式系统指在测量时测试仪的输入记时信号必须接入 X 线发生器计时器所控制曝光电路（如高压初级），但得采取隔离措施。这类测试仪多为脉冲计数法、数字计时法和电子毫秒法，广范应用的是数字计时法。如：①ZYS－1 型毫安秒计可直接测 s，张家口市电子研究所；DS－1 型 X 线曝光时间测试表，辽宁省医疗器械研究所。

非介入式测试仪系指测试仪不直接接在 X 线发生器内，是将测试仪置在 X 线照射野中，直接测量 X 线产生的时间。①RMP201 型曝光时间测试器（手动计时陀螺），该测试仪只能用于单相 X 线发生器（二脉冲），由北京放射医学研究所与北京市放射卫生防护研究所研制；②PTW－NOMEX X 线发生器综合测试仪，德国 PTW 生产，价格较贵。

（三）毫安秒（mAs）测试仪

mAs 测试均为介入式，即毫安秒测试仪必须串入 X 线管电流测量回路中。该测试仪有磁电式（指针式）和数字式两类。磁电式 mas 表大多为旧式表，现多用数子式 mAs 表，故下面介绍几种数字表：①ZYS－1 型 mAs 计，张家口市电子研究所生产；②XSM－Ⅱ mAs 表，山西省医疗器械研究所生产；③PTW－NOMEX X 线发生器综合测试仪，德国生产。

（四）X 线剂量仪

X 线剂量仪为非介入式测量仪，即测量时将探测器置入 X 线射野中进行测量。如：①RMP201 型剂量仪，北京放射医学研究所与北京市放射卫生防护研究所研制；②DALI 剂量仪，德国 PTW 生产；③CONNY 数字剂量仪，德国 PTW 生产。④UNIDOS 多功能剂量仪，德国 PTW 生产；⑤PTW－NOMEXX 线发生器综合性能测试仪，德国 PTW 生产。

（五）其它测试仪

检测 X 线影像增强与电视系统分辨率测试卡，一般用 0.6～5PL/mm；还有高低对比分辨率测试卡。

X 线管焦点测试卡（星卡）用来检测 X 线管焦点尺寸，一般用 2°星卡，如辽宁省医疗器械研究所与 PTW 等厂家生产的 2°星卡。

上面分别简述和介绍了一些 X 线检查的测试仪，这些仪器是日常维修和质量保证（QA）、质量控制（QC）中的必备仪器。目前市售的 QA、QC 综合检测设备有适合一般医院与大医院应用的，下面推荐两种放射诊断 QA、QC 专用综合性能测试仪。

（1）RMP 医用 X 线诊断质量保证检测工具：北京放射医学研究所与北京市放射卫生防护研究所研制，所有测试工具装在一个测试箱内，其中包括：RMP101 型半值层测试仪；RMP201 型剂量测试仪；RMP301 型屏片接触测试仪；RMP401 型断层测试仪；RMP501 型滤线器对准测试仪；RMP601 铝梯；RMP701 和 RMP801 型高低对比分辨率测试卡；RMP901 型线束垂直测试仪；RMP1001 型 KVp 测试盒；RMP1101 型计时陀螺（只能用于单相二脉冲 X 线发生器）；2°星卡；光度计等。再加上购一数字 mAs 表，一密度计就能够成一套比较完整的综合 X 线检查设备的性能测试仪，适合一般医院。

（2）PTW－NOMEX　X 线综合性能测试仪：该仪器是电脑控制，数字化高档测试仪。它可完成测量 X 线剂量率；各种类型 X 线发生器管电压；曝光时间；mAs 值；X 线发生器的输出效率；脉冲曝光剂量；吸收函数；相对标准偏差；CTX 线积分量等。它是用来检测、验收和性能评价 X 线发生器最佳测量仪，也是科研和质量监督的最佳工具。再配备分辨测试卡、2°星卡、光度计、密度计等专用测试仪，就能构成一个较完善的 X 线发生器质量控制的监测仪。由于该仪比较昂贵，适合大医院与科研单位应用。

第二章　X线发生器主要参量的检测与调校

X线发生器主要参量系指X线曝光时间（s）、管电流（mA）、管电压（KVp）三参量，还有一个不可忽视的参量是X线输出剂量。在检修X线发生器时，如果正确检测与调校这些参量是非常重要的，也是非常必要的，它是保证X线发生器达到其设计要求，在安全范围内使用，发挥最大效能的必要条件。

虽然X线发生器种类繁多，其结构和性能差异甚大，但要检测或调校的主要参量也不外乎s、mAs、KVp三参量，检测和调校顺序为S、mAs、KVp。在检测和调校时应根据各类X线发生器的说明书或有关电路图，必须心中有数方能着手进行。因检测和调校X线发生器参量是一项十分复杂和细致的工作，必须一丝不苟，认真负责，保证人机安全。

一、曝光时间的检测和调校

由于X线发生器种类繁多，曝光时间（s）计时控制器的结构，控制方法差别较大，故在此不可能介绍各种X线发生器的曝光时间计时器的检测与调校，只能向读者介绍一些检测和调校的基本方法和手段。

（一）工频X线发生器曝光时间计时器

1. 高压发生器初级通断相位校整　相位检测和调校一般用普通示波器，示波器与X线发生器连接如图2－1所示。

图2－1中，B_1和B_2为小型降压变压器。将P_1、P_2拆下接在B_1初级，在B_2初级端接入与P_1、P_2同相电源，调节示波器的TIME/DIV和VOLTS/DIV等。接通X线发生器电源，选择一定KVp、s行曝光测试，同时观示波器所显示的波形，若示波器上的波形不是从0电位开始，超前或滞后，则应按说明书或电路图调计时器同步电路的有关电位器，反复精确调校，使高压初级在0相位点接通。如KD－400，若相位超前，将同步电路中的W_7电位器反时针调（阻值减小），若相位滞后将电位器顺时针调（阻值增大）。

2. s的检测和调校　s检测的方法很多，如示波器法、电秒表法、电子毫秒计法、数字式计时仪法、脉冲计数法、非介入法等，但目前常用的主要是示波器和数

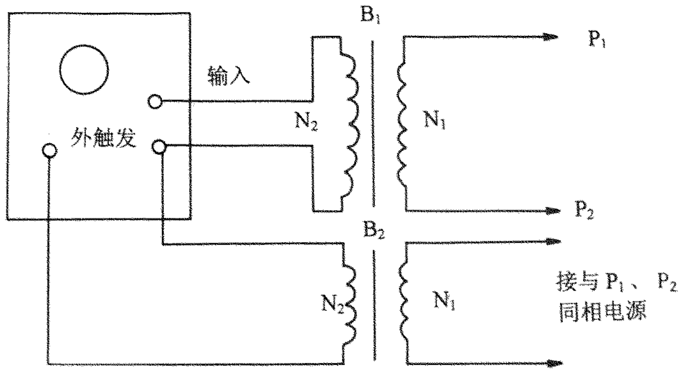


图 2-1　高压初级通断相位调整接线图

字式计时仪两种，故作者只介绍这两种基本方法。

示波器检测可适合各种 X 线发生器计时器，如图 2-1 的连接方法，此方法只能检测 0.2s 以下的时间，因为它是显示 P_1、P_2 两端的正弦交流波，每一个周波为 20ms，显屏最多可观 10 个周波（即 200ms），如 0.1s 应为 5 个周波数。但可以直接用示波器检测计时器电路中控制 X 线通断的继电器（直流）或可控硅、晶体管等的通断信号，这无论短或长时间均可。如 KD-400 可检测 Ja 继电器两端电位通断情况，Ja 接通时间为曝光时间。F99 型的 J6A，J6B 继电器通断时间为曝光时间。日本岛津 EDl50L 的 Sec CONTROL-10 计时器 K-V11 司令继电器的通断时间为曝光时间。HD150BN40 和 N41 计时器的 K_3-V_{13} 继电器的通断时间为曝光时间。另一种用示波器检测计时器曝光时间的方法是在 P_1、P_2 端接一降压变压器，其次级经整流波滤波后送至示波器进行测量，此法适合任何类型 X 线发生器。

数字式计时仪法检测曝光计时器的时间，该法适用于各种 X 线发生器空载测试，且使用方便、操作简单。若 X 线发生器为主接触器控制曝光的话，空载检测时，将高压初级接线取下，把计时仪两测量笔接于主接触器空余的常开触点，即曝光时直接显示时间数字；若曝光时间为其它控制方法，则把高压初级拆下另接一较灵敏的继电器，该继电器的常开触点接入计时仪两表笔，曝光开始时该继电器常开触点闭合，计时开始，曝光结束该继电器常开触点断开，计时停止，曝光时间直接数字显示。

在检测曝光时间时，每一值应连测 5 次，每值误差按所测 5 次中的最大偏差计算。要是新安装的 X 线发生器，各档时间均应检测，平时只需检测常用的值，但不得少于 10 个，其中包括最短和最长时间值。计时器的时间准确度或精确度有一定要求，我国规定，200mA 以上的 X 线发生器，其控制时间在 0.1s 以上时，误差范围在 ±15%；0.1s 以下（短时间）时，误差范围在 ±20% 之内，要是精度要求高，则每控制时间应在 ±10% 范围以内。

如果检测时间在规定的误差范围内，一般不必进行调整，若检测时间超出规定的误差范围，则必须进行调整。在调整时应先校准0.1s以下的短时间，再调整0.1s以上的时间，由于短长时间调整相互有一些影响，因此要反复校准调整，方能精确。

（二）中高频X线发生器曝光时间检测和调整

由于中高频X线发生器均由微机控制，曝光时间多为软件控制，其精确度很高，误差范围在±10%以内，且多均有Sec检测，可直接在控制台上显示，也可以用示波器或数字式计时仪进行检测，其方法基本与工频X线发生器相同，在此不再赘述。要是曝光时间误差大，这可能是软件或计数脉冲有问题，记数脉冲可测量和调校，但软件无法改变，难以调整。

二、管电流的检测与调校

管电流（mA）的检测目前一般用mA表和mas表或综合测试仪进行测量。最理想的是用高精度数字自动存储式mA表，但实际检测应根据手中现有测试表进行选择应用。现用得最多的是mAs表，因为在进行mA检测之前要求对Sec进行精确校准，用mAs表所测得mAs值除以Sec即为mA值。在检测和调校过程中应注意以下两点：①无论是mA表还是mAs表检测mA均应串在管电流测量回路中。有些X线发生器指定有测量（一般为短路条）点，只需取下短路条，将表笔插入即可，但要注意正负极连接是否正确。有些可直接拆下控制台内mA表两连线接入测量仪进行测量。但绝不能允许管电流测量电路开路，否则有损失电子元件和发生电击的危险。②在测量管电流过程中必须防止X线管过热而损坏。就是要求每次曝光均有一定的间歇时间，一般应在间歇1～2min后再进行下次曝光，使X线管充分散热。还要注意曝光时间尽量选择短一些较好，通常选0.08～0.1s。在调校X线管灯丝加热电流或电压时，一定要缓慢小范围调整，特别是微焦点和小焦点或大mA调整应尤为小心才是，否则会造成无法挽回的损失。

（一）透视管电流的调校

透视管电流控制形式随X线发生器和年代不同而不同，故调整的方法也不可能一致，在各X线发生器安装调试说明书均有较详细说明，故在调校时应认真阅读有关调试说明，且应严格按其调试步骤进行调试。故在此不再叙述。

（二）摄影管电流的调校

由于各种类型X线发生器结构和年代的不同，摄影管电流控制方法与手段差别较大，没有固定一致的调校方法，故在此也只能简单地谈一些常用方法，供读者在调校中参考。

1. 国产X线发生器管电流调校　国产X线发生器其管电流控制方法基本上都采用如图2－2所示电路进行控制。

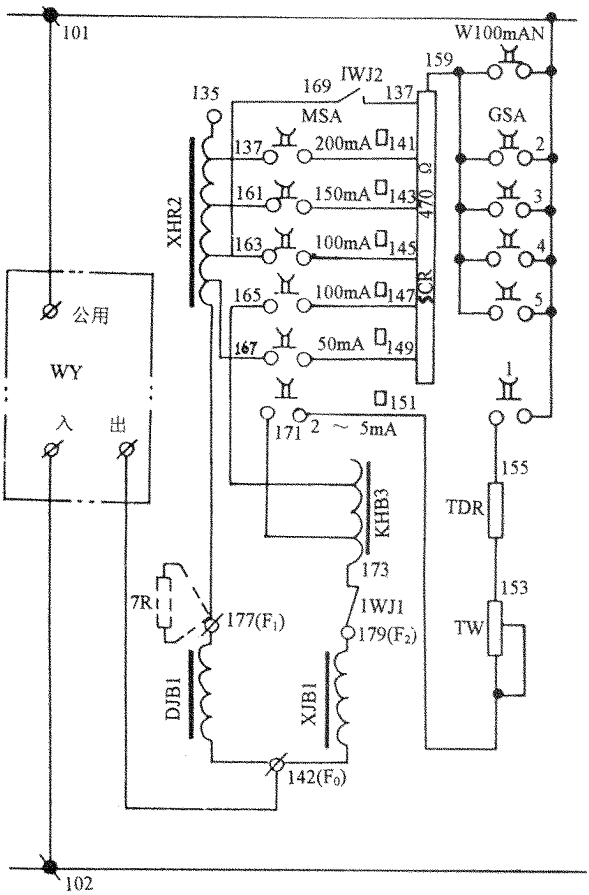


图 2－2　X 线管灯丝加热控制电路图

调校方法：将 mA 表或 mAs 表串在管电流（mA）测量回路中；接通 X 线发生器电源，若 X 线发生器电源电压不是自动调节的，则首先应把电源电压调到标准值，每次曝光前均应检查校准电源电压；从低 mA 档开始逐档调校，每一档 mA 均选择固定一致的摄影管电压（KVp），一般选择 60KVp，选择每一档 mA 后应查调节 KVp 值；低 mA 选择曝光时一般在 0.5～1s，大 mA 在 0.1～0.2s。

校准时可先选相邻几档 mA 曝光测量 mA 值，是否均有偏差，偏高或偏低，这种情况调整管电流控制电阻的公共活动卡环或滑动触头。若是某一 mA 值或几个值不准确，则必须分别单独调整管电流控制电阻上的相应活动卡环或滑动触头，使实际测量值与选择值相一致。

在用较精密的 mA 或 mAs 表调校 mA 后，应检查控制台上 mA 或 mAs 表所指示的数值是否与所选择的 mA 值一致，若不在允许的偏差范围内，则应校准 mA 或 mAs 表，参照安装调试说明书进行调校。

空间电荷补偿的调校。对各档 mA 在 60KVp 和 90KVp 情况下进行两次曝光，比较两次 mA 指示是否一致或接近。若 KVp 增加，mA 增大，表明补偿不够则调整空间电荷补偿变压器与 mA 相对应的接线位置，即向圈数多的位置移动接线。反之则反。因空间电荷补偿调整后对原调整的 mA 有一定影响，故应重复 mA 调校。

2. 岛津 X 线发生器管电流的调校　日本岛津生产的工频 X 线发生器有 ED125L、ED150L、HD150B、HD150G 系列。高频 X 线发生器有 UD150L、UD150B、UM150M 等系列。工频各系列 X 线发生器管电流调校方法基本一样，故以 ED150L 为例，高频各系列 X 线发生器管电流调校方法也基本一样，所以从 UD150L 为例简述其管电流的调校方法。

（1）ED150L 摄影管电流的调校：ED150L 控制器面板上有 mA 表和 mAs，为了方便，调校时可用该面板上的 mAs 表检测，但在用该表检测时必须用较精确 mAs 表测量实际 mAs 数，然后用 mAs 控制板上的 VR，（mAs 表调零）校控制台面板上 mAs 表的零，再调 VR_2（mAs 表校准）使该表读数与标准测量表的读数一致。

基准调整：用技术选择器选择所要调整的 X 线管；选择所要调校的键；置管电压为 60KVp；曝光试验；读 mAs 表指示的 mAs 值，若 mAs 值偏低，则顺时针稍调相对应的 mA 调整电位器，反之反时针调该电位器（如 1 管 100mA，用 TUBESTD. 排 R100 – 11 调）。空间电荷补偿调校。在前面基准调整所调的 mA 值，把管电压升到 90KVp，曝光试验，比较该 KVp 与基准条件下的 mAs 值，若 mAs 偏低，则反时针调节与 mA 相对应的 KVCOMP. 调整电位器（如 R100 – 21），反之顺时针调该电位器。由于补偿调整后，引起基准值变化。应反复调校，以使 mA 准确。

（2）UD150L 摄影管电流的调校：由于该 X 线发生器用微机控制管电流由软件设置，调校十分方便。控制台设有 mA、kV、s 实际测量与显示（数字），可直接进行 mA 检测。为使控制台 mA 实测读数准确，在调校前，先用一精确度高的 mA 表或 mAs 表测量实际 mA 值（选择曝光条件为 60kV、200mA、63mS），调节 XSYS – 86 主板上的 VR6TMA 多圈电位器，使控制的 mA 实测值与校准 mA 表或 mAs 表读数值相等。

在调校时，在控制台主板 XSYS – 86 上将 S_2 和 S_3，开关置于如图 2 – 3 所示位（在关机情况下）：接通 X 线发生器电源，X 线管灯丝加热电流值显示在控制台显示器的右中部（如 IF = 4.6），选择需调校的 X 线管和焦点；选择 40kV；管电流 63mAs。进行曝光试验，曝光结束后控制台显示器显示出实际 kV、mA 和 s 值。根据实测 mA 值的大小，用控制台上 fluoroscopy tube voltage 预置键“ – ”或“ + ”调整控制台显示器的显示 IF 值，反之则反，再曝光试验或再调 IF 值，直到实测值与预选值一致。

预选 mA 不变再把 kV 置在 60kV（按 kV 选择键“ + ”自动从 40kV 跳到 60kV），重复上述调校过程），这样直到 kV 到最大（如 125kV）值，调准各 kV 值（40、60、80、100、125KVp）情况下该所预选 mA 值。其它各档 mA 采取同样方法调校，调校

完后关机，把 XSYS－86 主板上 S_2 和 S_3，开关位置复原，所调整某一 X 线管的 IF 值自动存入 XSYS－86 主板存储器中，不会丢失。

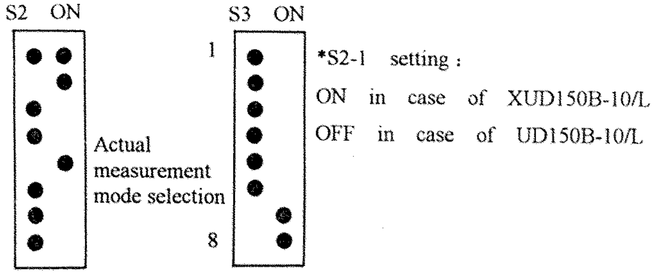
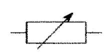


图 2－3 s_2、s_3 开关位置示意图

3.SIEMENSX 线发生器管电流的调校 TRIDOROS－OPTIMATIC 1000 工频 X 线发生器管电流的调校。调校前，先将 X 线发生器柜打开，把 M_{15} 上 S_3 置于 0.1s 位，将测量用 mAs 或 mA 表的表笔插入 M_2 的“mAs”测量插座内（取下短路半椭圆环）。接通 X 线发生器电源，选择所要调校的 X 线管，选择焦点。不同类型 X 线管 mAs 值不一样，这里以 Bi30/50RX 线管第 1 管为例。若先调校 Bi30R 小焦点，其调校顺序为：在控制台选 32mAs，60KVp，按下 S_{27} 曝光手开关第一档约 3s 后再按第二档，曝光结束读测量 mas 或 mA 表（32mAs 或 320mA），若需调整请调节 X 线管匹配电位器 rlaF11。32mAs 校好后，第二步选 10mAs、60KVp，进行曝光试验，调节 r42aF11 校准 10mAs；第三步选 20mAs、117KVp，曝光试验，调节 r52aF11，校准 mAs。由于三步调定后，相互影响，故得反复进行上述三个步骤调校。再选大焦点，选 64mAs、60KVp，调 $rlaF_{12}$；60KVp 调 $r42aF_{12}$；32mAs、117kV 调 $r52aF_{12}$ 与小焦点相同三个步骤进行调样。

POLYPHOS30 中频 X 线发生器管电流的调校。该 X 线发生器管电流调整是通过微处理器按 44kV、100mAs；63kV、100mAs；96kV、100mAs 三组 kV 自动调节的。调校步骤为：把示波器接到 D_{12} mAsT（ZV＝100mA）；接通 X 线发生器电源，依次选 44kV、63kV、96kV 和 100mAs；将控制台内 D_{20}（维修服务板）“ test”开关按下（V_3 灯亮）；用 S_{27} 曝光手开关触发 X 线曝光，观示波器上的波形（即管流），可能偏高或偏低；再次用 S_{27} 触发曝光，微处理器现在自动校准管电流。每一种应重复几次上述步骤，直至管电流值校正准确。

POLYDOROS80 中频 X 线发生器管电流的调校。先把 D_{45} 板 mAs 测量短路环取下，接上测量用 mAs 表，接通 X 线发生器电源，按下控制台内 D_{89} 板上的试验开关（100mS 试验），再进行低、高管电流调校，其步骤为：

低管电流的调节（以管一为例）：在控制台选小焦点，81kV、5mAs（50mA）、

80%KW。进行试验曝光，曝光结束读 mAs 表的值，若 mAs 有偏差，在 D_{24} 板上调 R_{47} 电位器，再行试验曝光，直到 mAs 表读数至 5 为止。大焦点所选择的条件（81kV、5mAs、80%KW）与小焦点相同，调节方法相同，只是调 R_{43}，电位器改变管电流。

高管电流的调节（以管 1 为例）：大小焦点均选 81kV，各允许的最大管电流、80%KW，其方法同低管电流的调节一致。大小焦点管电流分别用 D_2 板上的 R_{15}、R_{19} 电位器调校。

因低高管电流分别调整且相互有影响，故应反复 2～3 次调校低高管电流方能准确。

三、管电压的调校

管电压的测试方法有高压变压器初级预示电压测试法、分压器、静电电压表法、非插入法（直接 X 线射野中测试）。这里只介绍高压变压器初级预示电压测试法与非插入法两种方法。

（一）高压变压器初级预示电压测试法

高压变压器初级预示电压测试法是一种简单易行的方法。一般在 X 线发生器安装调试说明书均给出了各 mA 档下相对应的高压初级电压数据，故我们可测量各 mA 档下相应的高压初级电压值来调校管电压。下面以国产 XG－500 和 SIEMENS TRIDOROS OPTIMATIC1000 两种 X 线发生器为例说明用该法测试和调校管电压的方法。

1. XG－500 管电压调校　在该 X 线发生器使用说明书中给出了各 mA 档在一定 KVp 预示值下高压初级（P_1、P_2）空载电压值，如表 2－1 所示。

表 2－1　　XG－500 各档 mA 一定 KVp 下高压初级电压值

mA	1001（小）	100	200	300	400	500
KVp	110	125	125	110	95	80
P_1、P_2 电压	319	362	367	342.5	309	290
调节电位器	R_{31}	R_{32}	R_{33}	R_{34}	R_{35}	R_{36}

在 026 与 031 之间接一满度不小于 500V 高精度交流电压表。

接通控制台电源，并使电源电压表指针指示在“△”处。用技术选择器选择所需测量调校的 X 线管，选择小焦点 100mA、110kV，读 026 与 031 之间接的电压表的数字，若该电压读数不是表 2－2 中所给定电压值，则调节 $R_3$1 电位器，校准高压初级预示电压值与 KVp 表读数。大焦点 100 至 500mA 按表 2－2 中给定参数用调校小

焦点的方法依次调校。也可先按表 2－2 中给定参数分别先测量各参数，若各 mA 档一定 KVp 下高压初级电压值均偏高或偏低，则采取调节 R_{30} 电位器（总调）即可，若只是某一档 mA 下高压初级电压值不准确，则单独调某一 mA 档 KVp 调节电位器。

2.SIEMENS TRIDOROS OPTIMATIC 1 000 管电压的调校　每台 X 线发生器在出厂时，厂家都在试验报告中（一定 mAs 和一定 KVp 值情况下）给出了一组高压初级电压值（有载）。测试时只要按其试验报告给定参数测量高压初级电压值。方法为：把 X 线发生器控制拒 M 15上 S_3 置 0.1s 位、在控制台上分别选择 60KVp、64mAs；60KVp、80mAs；60KVp、10mAs；70KVp、25mAs，把数字电压表接在高压发生器 H_1 的 U_1、V_1 和 W_1，用 S_{27}，曝光手开关触发曝光，曝光结束，读数字电压表显示电压数值。若 mAs 是准确的，则应调节 KVp 控制供电电源（正常 165V），该电压在 D_{78} 板用 R_4 调节，各 KVp 控制信号电位器在 116 板上 32 和 1 测量点测量，若只是某一 KVp 控制信号不准，则得调整该 KVp 控制电阻器予以校整。

（二）非插入式直接测量 KVp 法

非插入式直接测量 KVp 法（如 PTW－NOMEX）是将测量 KVp 的探测器直接置在 X 线管下的 X 线束射野内，非常安全，操作容易，精度较高，可直接观测高压波形，也可直接打印出测量数据和波形图，适用性较好，但其价格较贵。该测量仪适合各种类型 X 线发生器。

测量方法：将 KVp 探测器直接置在要测 X 线管下面的检查床上，把 X 线中心对准探测器中心，用射野调节器调整射野与探测器大小一致，将探测器与控制器连接好，接通控制器电源，选择摄影 KVp 测量技术，选择 KVp 测量范围（50～190KVp 或 80～150KVp）、高、中、低档，约 15min 后可进行测量。按下 NUL 键清零，在 X 线发生器控制台上选择某一 KVp 和 mA 或 mAs，用手开关触发曝光，在 KVp 测试仪上直接读测量 KVp 值（一般每一 KVp 直测 3 次）。若所测 KVp 值与预示值不一致，应按说明书进行仔细调校。

四、X 线输出剂量的检测

在进行前述 s、mA 和 KVp 校准之后，应检测 X 线输出剂量。因为它可直接反应 X 线发生器的输出性能、质量与稳定性，也可进一步验证 s、mA 和 KVp 三参量调整是否准确，这可通过测量 X 线输出剂量重复性和照射量的线性反映之。还可以通过检测透射剂量效率来证明某 X 线发生器是否符合有关标准。

X 线输出剂量测量均为非插入式，有笔式剂量仪、平板形探测器测试仪，平板形探测器测试仪准确度较笔式高。

（一）X 线输出剂量的重复性

在检测某 X 线发生器照射特性时，可以先测量输出剂量的重复性，如果这一参

数符合要求，就不必测量 s、mA、KVp 三参量的重复性了。

1. 检测方法　在相同 s、mA、KVp 条件下，测量 10 次输出剂量。选几种常用照射条件测量。

2. 评价方法　最简单的评价方法是，看 10 次测量中最大值和最小值之差，若最大值是最小值的 1.10 倍，则可认为这组数据的相对离散度为 3%。准确的应按下式计算这组输出剂量结果的相对标准偏差——变异系数或重复性：

$$相对标准偏差 = \frac{1}{X}\sqrt{\frac{\sum (Xi - X)^2}{(n-1)}}$$

式中：Xi = 每次剂量读数　$X = (X_1 + X_2 + \cdots\cdots X_n)/n$

n = 测量读数总次数；$(Xi - X)^2 = (X_1 - X)^2 + (X_2 - X)^2 \cdots\cdots (Xn - X)^2$

对任何照射条件组合，相对标准偏差不得大于 5%。若不符合要求，则应进一步校准 s、mA、KVp 的相对标准偏差，或者检测供电电源质量情况等，查明原因所在。

（二）（照射量）输出剂量的线性（mAs 的互换性）

在给定 KVp，不同 mA 和 s 所组成相同的 mas 的条件下，则输出剂量应相等，这一特性称之为输出剂量的线性。

1. 检测方法　选择 80KVp，选各设定 mA 档，再选不同 s，使 mAs 相同情况下测量输出剂量。

2. 评价方法和标准　取相邻两档 mas 的输出剂量/μGY/mAs 为 K_1 和 K_2，由下式求出线性偏差。

$$L = \frac{K1 - K2}{K1 + K2}$$

若 L < 10%，则符合标准，若 L > 10%，则应重新校准 s 和 mA。

3. 透射剂量效率（Y/T）　透射剂量效率是表示 X 线发生器和组合 X 线管装置（包括射野限制器）透射剂量情况，也反映了 X 线穿透能力和 X 线的质及量。不同类型 X 线高压发生器，获得相同透射剂量效率 $\mu GYm^2/mAs$，所给管电压不同，如表 2－2 所示。

表 2－2　　不同高压发生电路结构的透射剂量效率

透射剂量效率 $\mu GYm^2/mAs$	比较电压 Uv（KVp）			
	12 脉冲或相当 12 脉冲，逆变技术（中高频）	带滤波的 6 脉冲或相当 6 脉冲	无滤波 6 脉冲	2 脉冲（单相全波整流）
0.6	62	63	67	71
0.9	66	68	72	76
1.3	71	73	77	82

透射剂量效率 $\mu GYm^2/mAs$	比较电压 Uv（KVp）			
	12 脉冲或相当 12 脉冲，逆变技术（中高频）	带滤波的 6 脉冲或相当 6 脉冲	无滤波 6 脉冲	2 脉冲（单相全波整流）
1.6	74	75	81	86
2.0	77	79	85	91
2.3	79	81	88	94
2.8	82	85	92	99
3.5	87	89	97	104

注意，在所属比较电压 Uv 下的透射剂量效率额定值 Yv，测试条件：在 25mm 铝吸收物体后测量，焦点——物体距为 1m，复合阳极，X 线总滤过为 25mm 铝，无散射线。在测量时按表 2－2 根据高压发生器形式，选择与 Uv 值优先考虑 Yv＝$2\mu GYm^2/mAs$ 一致或接近的 KVp 值，其它条件应按表 2－2 注明设定，若条件不一致（如 X 线总滤过或吸收体不同），所测结果必须加以修正。将所测得的透射剂量率 YT 与在同类比较电压 Uv 下的 Yv 进行比较，其误差范围为：

$$\left|\frac{Y_T - Y_V}{Y_V}\right| \leqslant 0.35$$

若超出这个范围，则应再细致校准 KVp 或 mAs 参数。

第三章　X 线发生器附属设备的检测与调校

X 线发生器的附属（辅助）检查设备，随检查目的和用途不同，差别甚大，这些设备目前已逐步专用化，如普通 X 线摄影装置包括普通摄影床（固定浮动）、X 线管组件保持器（立柱、悬吊架）；X 线诊视床，它们有通用、胃肠、神经系、导管、泌尿、小儿专用诊视床；X 线体层摄影装置（有简易和专用两类）；血管造影检查装置（如 C 形臂、高压注射器、快速换片器等）；X 线影像成像和记录系统也是 X 线发生器附属设备，这些也是 X 线影像处理的精华。

由于附属设备种类繁多，检测和调校的方法各不相同，故本节只能简单地介绍一些基本检测方法或手段和常规调校方法，详细的调校方法各设备都有说明书，可认真仔细按说明书有关调节说明中的步骤、方法进行调校。

一、普通 X 线摄影装置的调校

（一）床面固定摄影床的调校

这种摄影床只有老式 X 线发生器配备，结构简单，调整容易。只需调整床面的水平度，用一水平仪和简单的工具就可校平，一般使用人员就能做到。

（二）床面移动摄影床的调校

床面移动摄影床有床面纵向移动（手动、电动）、床面浮动（纵横移动）和床面上下移动，有些摄影床其床面即可浮动又可上下移动称为多功能普通 X 线摄影床。

1. 床面纵向移动摄影床的调校　除了校准水平外，应调整移动平滑性和稳定性、刹车（制动器）的制动作用，只需借助简单常用工具就可完成调校。

2. 床面浮动或上移动摄影床的调校　这类摄影床结构较为复杂，调整不十分容易，应调整的项目与（1）相同，需借助常用和专用工具调校，需参考这类床的说明书进行。

上述这些摄影床均配有胶片暗盒托架和滤线器装置，滤线器与托架为一体。一般要求暗盒托盘应水平度好、左右摆动范围小、手动进出自如平稳、对中心好；托架移动平稳、水平、对中心好。这些都是应校准的项目，校准需借助专用的检测仪

器，如 RMP501 型滤线器对准测试器，RMP901 型线束垂直测试器等。调整时根据托架和滤线器在托架上安置情况，借助测试器和必要工具进行调校。

二、X 线管组件保持装置的调校

这类装置有天地轨和单地轨支架的立柱式和天轨悬吊式两类。要求水准：立柱式保持装置应纵向移动平稳（即轨道平直、立柱直）、制动良好、平衡系统好（上下移动松轻）；横臂左右旋转移动平稳制动好、水平度好。天轨悬吊式装置，各移动范围内移动平稳、制动系统制动效果好。它们校准调节只需水平仪和必要的工具就可完成。

X 线普通摄影的 X 线投照中心是否准确，取决于暗盒托盘、滤线器、射野限制器三者中心的准直度。射野限制器中心受 X 线管组件保持装置的垂直度、稳定性和射野限制器中心与 X 线管焦点中心对中心的影响，故除分别单独调节各装置对中心外，还应校准它们的组合中心准直。校准时可自制一些简单易行的测试工具或购置专用测器，如 RMP901 线束垂直测试器。校准不难；但应认真仔细。

三、X 线诊视检查床的调校

X 线诊视检查床由于用途、结构的不同，调校的方法差别很大，具体哪类诊视检查床如何调整，应详细参阅检查床的调试说明，此处只能简单地介绍一些通用调校方法。

（一）诊视检查床面水平调校

无论那类诊视检查床，都要求水平度好（包括纵向和横向），需借助水平仪检测。若床面本身平整度好，则应采取用金属垫片垫基座加以校正，有些床的基座上有调整水平螺栓，一般为 4 个，这样调校更为方便。若床面本身平整度差，则应先校正床面，再校组合床面水平度。

（二）诊视检查床床面纵横移动调校

1. **纵横移动范围调校** 水平位时纵横移动范围应符合设计要求，若超出允许误差范围，应调整有关移动限位开关或电位器予以校准。垂直位时纵向移动限制调整，纵向向下移动应在安全范围内，否则应调校垂直位纵向移动联锁安全装置。

2. **床面中心调校** 有些诊视检查床有自动中心功能当横向左或右移动，选择床面中心功能，床面自动回至中心。中心校准一般都是调整中心限位开关位置或顶压中心开关的偏心轮或凸轮。

（三）诊视检查床倾斜位置调校

诊视检查床一般有倾斜 +90°、 -15°、30°、45°的（如国产 C-30、岛津 ZS-5、

ZS－15、ZS－20，西门子 SIRESKOPCX 等）；还有倾斜±90°的（如岛津 ZS－30、ZS－32、ZS－50；西门子 SIRESKOP5、菲利浦 D_{93}、D_{94}、D_{94}、D_{97} 等）。倾斜位置限位多为开关限位，有些限位开关在床基座底部，有些在基座旋转支承柱两侧（由随旋轴一体的凸轮或压块顶压限位开关或其它方法顶压限位开关），调校时借助于水平仪与角度尺，调节限位开关位置或凸轮、压块位置。在调整时，床垂直位绝不能调超过 90°，以免损坏机器。

（四）诊视检查床倾斜运动速度和平稳性的调校

有些诊视检查床倾斜运动是将供给倾斜运动电机的电源经控制继电器（接触器）直接接入外供电源（380V 或 120V/100V 等），即电压是不可变的，故倾斜速度不可调的。若出现运动速度不正确，则应检查供电电源频率，电压稳定情况（是否在允许的波动范围内）；还要检测电机本身是否有问题（如有无发热或不正常声音），另外应检测机械运动负荷等，这必有专用工具和有经验的工程技术人员方能进行。

有些诊视检查床倾斜运动速度是可调的，象西门子和菲利浦生产的诊视检查床多为速度可调（无级调速）。它们的控制电路一般均较复杂，调校时必须借助专用测试仪，如示波器、数字万用表、转速测试仪、钳式电流表等，而且一定要有经验的工程技术人员调校。调校时按技术说明和电路图测量控制电路各点工作电位或波形、电流等情况。一般反馈电路和电机负荷电流反馈可影响倾斜运动速度和平稳度。反馈电路的电位信号由测速直流发电机或光电耦合脉冲数码转换器反馈。若出现速度不平稳，多为反馈电路的问题。若反馈电路正常，则可通过调整控制电路中有关电位器予以校准。

（五）点片装置的调校

点片装置有手动和自动两种类型。手动式结构简单调校较容易，自动式结构复杂，且各家差异较大，有暗盒式和无暗盒式两类，调校方法和手段各不相同。但无论何种点片装置，需调校的项目无非是以下两个方面：

1. 虑线器中心与 X 线中心的调校　现所有滤线器均为活动式，正常时，滤线器中心和 X 线中心应垂直，误差不得超过 5mm，检测方法和普通摄影滤线器对中心相同，需借助专用检测仪或自制简易测试工具。在校滤线器中心前应调校好 X 线中心。如国产 C－15 床的点片装置，其滤线器中心可通过改变虑线器拉杆和虑线器托盘联接处螺钉长度来调校。其它类型的点片装置的滤线器中心可根据其结构和运动控制方式调整微分开关或控制电路中设置予以调校。除了中心对准良好外，要求往复运动平稳，两侧距中心距应一致。

2. 托片架中心与 X 线中心一致性的调校　托片架中心代表胶片投照中心，它的中心一定要与 X 线中心垂直，特别是分格摄影尤为重要，两者中心重合误差不得超出 3mm。检测方法和普通摄影床托架中心对中心方法一致。

手动点片托片架中心调校容易，如国产 C－15 床上的点片装置的托片架中心调整只需改变点片托架拉杆和点片托架联接处螺钉的长度即可。

自动电动点片托片架中心调校有简单的也有复杂的，调校时应根据该托片架结构和运动控制方法以及调节说明、电路图等进行调校。有些可通过调整中心开关位置或顶压开关撞块位置来调整，如国产 C－30 床点片装置托片中心可调整开关位置或撞块位置予以校准。岛津、西门子、菲利浦等公司生产的诊视检查床配的点片装置的托片架中心均可调节控制电路中的有关电位器改变设定电位调校，详细调节请参考有关说明书和电路图。由于点片有各种尺寸的胶片和不同分格，故点片架中心应在各种尺寸和分格情况下综合调校，使各种尺寸和各种分格照片中心准确。

（六）诊视检查床平衡系统的调校

X 线管组件在床下的诊视检查有两套平衡系统，即点片装置纵向移动平衡和点片装置上下前后移动平衡。上下移动平衡又分为点片架内平衡锤和悬吊平衡锤与悬吊弹簧平衡。国产诊视检查床点片装置上下移动平衡多为点片架内平衡锤法，若加影像增强器和 X 线电视系统则另加一悬吊弹簧平衡。有些诊视检查床点片装置纵向移动和上下移动由一悬吊弹簧平衡器平衡，如西门子 ORBISKOP 等。无论何种平衡，点片装置在纵向特别是床垂直位时，点片装置纵向上下移动一样轻松（无论手动或电动），调整方法是增减平衡锤块，一般在新安装调好后不会变，很少需调整，除非更换 X 线管组件或减某一个部件。若为悬吊弹簧平衡调整简单，只需调节松紧平衡弹簧栓即可。

四、X 线体层摄影装置的调校

X 线体层摄影装置性能的好坏，将直接影响 X 线体层摄影的质量，故必须定期对该装置的性能进行测试和调校。

（一）中心垂直度的检测和调校

X 线管焦点中心、床面中心和胶片中心三个中心垂直度检测方法：首先校准 X 线管焦点中心和射野限制器中心，并准直。再校准 X 线管焦点中心和床面中心在同一垂线上。将装有胶片的暗盒装在托片架内，在床和暗盒中心分别放两条垂直长短不一的铅丝或其它金属丝，长轴与 X 线管长轴平行放置，在床面中心线一边作一标记。选择普通摄影（断层摆杆不动）和适当摄影条件曝光，曝光胶片经冲洗处理后，观其影像，若两条线不完全重合，则应调校。

调校方法：根据胶片两线左右偏差情况，调整床面中心或托片架中心（保证 X 线管焦点中心准确）。床面中心一般不调，特别是浮动床面，通常调整托片架中心。如调托片架和滤成器支承移动架 4 只偏心轮或托片架暗盒锁定钳等。

（二）两线等距检测与调校

两线等距，是指简易体层摄影装置，在曝光过程中，立柱所走的路径应始终与

床中心保持等距离。它是影响体层摄影像的清晰度和失真度的重要因素。

检测方法：在中心垂直线检测的基础上，在床中心线上的中点两端选择不同的几点，但必须包括两个端点，用中心垂直线检测同样方法曝光，观察冲洗胶片所得的两条线影像是否都重合，若不重合应调校。

调校方法：根据两条线偏差情况，可调整摄影床、立柱稳定件、摆杆等。

（三）体层深度检测与调校

体层深度（层厚）一般是由体层深度标尺或数字指示的，它应为体层摄影的实际深度。它的准确性如何，会直接影响体层摄影的精度或准确度，因此必须经常测试与调校。

检测方法：有些体层摄影装置附带有深度测试仪，也有专用的测试工具如 RMP_{401}，也可自制铅字阶梯，致少每层 5mm。在此以 RMP_{401} 为例简述检测方法。

用 3 块垫片 A（10mm）、B（20mm）、C（400mm）和圆盘 D（15mm），D 盘内按螺旋状排放 1～1212 个铅字码，分别放置在距圆盘底部 1～12mm 处平面上。如需测试 65mm 这一深度时，把 B 和 C 两块垫片放在体层摄影床面上，将 D 盘置于其中，另一 A 块叠在 D 盘上，焦点中心对准测试仪中心调节或选择体层深度为 65mm，选择好体层摄影曝光条件进行曝光，将曝光胶片经暗室处理，观照片上数码 5 应最清晰，6 和 4 部分模糊，7 和 3 全模糊，即深度准确。若 5 以上数码清晰，则深度偏上，反之偏下。

调校方法：若深度指示为标尺，移动标尺位置校准；若深度指示为数字式，根据深度指示装置结构和控制方式，调整电位器或其它反应深度的元部件来实现。调整后再重复测试，直至完全校准。

（四）体层摄影轨迹检测和调校

体层摄影轨迹正确与否，对体层摄影图像的清晰度和失真度影响很大，故在一定周期内进行必要的检测与调校，以保其图像质量。

检测方法：用专用针孔测试仪，如 RMP401 或自制测试盒，其方法为：自制宽 10cm、长 20cm、高 10～15cm 的木盒，应平整，将 10cm × 20cm、1～2mm 的铅皮正中处打直径约 1mm 的圆孔，并置于木盒上固定好，木盒四周也可用铅皮包上。

测试时，将针孔测试仪置于床面上，在托片架内放一装有未曝光的胶片的暗盒，调整焦点、针孔和暗盒三点中心垂直，以测试仪针孔高度为体层摄影深度。先垂直曝光一次，确定中心点，然后作体层摄影，若为多轨迹，可先作直线体层摄影，再作其它轨迹的体层摄影。胶片经冲洗后，可显示各种不同轨迹图像。从图像上可观各种轨迹是否准确、有无变形、摆角是否对称、圆或椭圆等轨迹是否重合或开口等现象（重合或开口误差应在 5mm 范围内）。

评价：直线轨迹应是一条中心两边等长光滑平直的直线；圆轨迹应是以中心点为圆心无断和开口、重合的封闭圆；椭圆轨迹，应是以中心点为中心，长轴与短轴

方向各自相互对称，无断续和开口、重合的封闭椭圆；其它轨迹应是光整，无断续和开口，重合封闭的图像。

调校：分析和观察测试所得轨迹，根据体层摄影装置的不同结构进行仔细认真调校。

（1）轨迹不对，圆和椭圆有开口、重合现象：有的应调校曝光起止限位开关位置，有的调曝光刷或曝光光刷盘位置（如国产简易直线体层摄影装置），有的需调校各轨迹的工作点电位（如西门子 Muitigraph 多轨迹体层摄影装置），即调节有关电位器或借助示波器调校有关测试点工作曲线等达到调校之目的；有大小曲轴的装置应调校曲轴凸轮的位置；驱动部分可调整电机弹簧、平衡重锤或驱动卷簧，使体层摄影系统运动均衡；还应进一步调校运动轨迹与对应曝光时间的一致性。

（2）轨迹不稳定：若多次测试所得轨迹不同，则应检查各轴承转动是否灵活和调整各轨迹运动系统的松紧度。

（3）轨迹畸变：如图像轨迹不光整，则应调整运动轨道的平滑度，各运动系统的滑轮、滑轨、轴承接触要严密适度不应有晃动现象。检查床和支杆的稳定度、暗盒托架的松紧度等。

（五）体层摄影分辨率的检测和调校

体层摄影分辨率是评价体层摄影装置的机械结构精度、稳定度及其它质量的重要依据。故无论是安装或大的维修后，都应检测其分辨率，是否达到满意要求，为高质量体层摄影影像提供可靠保障。

检测方法：检测仪有专用测试仪，如 RMP401，也可用分辨测试卡。若用 RMP401 体层测试仪，其检测方法请见使用手册。若用分辨率测试卡测试时，卡的放置应使每条金属丝与被照体平面相交一角度，金属丝长轴与体层移动方向成直角，进行体层摄影，体层摄影检测胶片经冲洗后，从照片上能看出最细直径的金属丝就是该体层摄影装置的分辨率，一般应到 1.0mm 以下的金属丝。

调校方法：若在照片上看不到 2.0mm 的金属丝，这说明该体层摄影装置分辨率太低。认真分析造成分辨率低的原因，在无 X 线情况下观察体层摄影装置运动状态，必要时应调定机械的松紧度，检查运动系统上下支点是否在同一平面上，运动轨迹是否正常，若不正常应参照有关调校进行仔细调整，使之达到正常范围。

五、心血管造影检查设备的检测与调校

心血管造影检查设备主要包括 C 形或 U 形臂、检查床（有的称导管床）、快速换片器、电影摄影、高压注射器等，任何一环节的质量好坏将会直接影响到所得图像的质量，故这些设备应定期检测与调校，使之经常处于最佳工作状态，为心血管 X 线检查提供高质量的图像。

（一）C 形臂的检测与调校

C 形臂有地面固定式和顶棚悬吊式两类。单向检查多用地面固定式，双向检查一般为一地面固定式和一顶棚悬吊式 C 形臂配合使用。C 形臂的机械结构各厂家差异不是很大，但运动控制方法各不相同，差别较大。所以在这里只能简单地谈一些通用检测与调校方法，详细检测与调校方法得参照各类 C 形臂的有关技术资料进行。

1. 运动稳定性　运动稳定性只需靠我们的耳和眼就可辨别。C 形臂在运动过程中可用耳听有否异常声音，速度是否均匀，用眼观运动是否平稳，停止运动时有否晃动或观察监示器图像在 C 形臂运动时是否晃动。

若有异常现象，应检查调整有关链条的松紧度，清洁情况，必要时调整轴承位置或清洁滑轨或加滑润剂。

2. 图像对中性　图像对中性，可在影像增强器中心处放固定标志，在移动 C 形臂情况下观监视器上的图像中心位置是否变动。

若图像对中性不好，首先应检查或调整 X 线管组件、射野限制器是否有松动，然后检查影像增强器是否有固定螺栓或滑轨固定体松动。

3. 双对中性　用一矩形木制平整块，在六面中心刻出十字 1～2mm 直槽，在槽内涂上不透光物质（如硫酸钡）或嵌上铅等金属丝。将该矩形木制块置在检查床上，用水平仪校平，正侧面十字分别对准两增强器输入屏的中心，在透视下观其正侧位监视器上的图中心是否准确。

若单向对中性分别校准，双向对中性不好，一般调整侧位顶棚悬吊 C 形臂纵向移动工作位的开关位置或侧向旋转限制开关位置。

（二）检查床的检测与调校

无论是手动或电动检查床检测项目主要是移动平稳度和灵活度，检测方法可用手感、眼观、耳听。

如果是移动平稳度不好，则应检查调整床面移动轨道或有关轴承，调整链条松紧度，齿轮或齿条位置情况等；灵活度有问题除了检查和调整平稳度不好外，还应检查和调整电磁或机械刹车情况。

（三）直接摄影快速换片器的检测与调校

直接摄影快速换片器有 AOT 和 PUK 两类。AOT 已基本由 PUK 所取代，控制器由手动选择式、穿孔卡式到微机化控制式，如 SEP90 控制器（西门子）。由于 PUCK 换片器机械结构复杂、精度高，它的检测与调校必须用随机带的专用的工具，且应由经过培训和有相当经验的工程技术人员进行。换片器运动控制器也比较复杂，也必须由经过培训和有经验的工程技术人员借助有关仪器进行检测和调校。一般应检测与调校的主要项目有：对中性、胶片驱送运动稳定性、速率准确性、与 X 线发生器曝光同步性等。

（四）荧光间接摄影快速换片系统的检测与调校

荧光间接摄影快速换片系统包括：70mm 或 100mm 单片或卷片快速换片器，最快 6F/S；35mm 电影摄影系统，最快 150F/S。该换片器机械结构没有 PUCK 复杂，但精度同样要求高，控制电路比较复杂。需检测与调校的项目有图像位置准确度、驱动胶片（或卷）准确性、运动稳定性、快门打开与 X 线发生器曝光控制脉冲的一致性（或同步性）等。这些项目的准确与否，可从所得到照片观察出来。这些项目检测与调校方法请详细参照其安装调试和维修服务说明，严格按有关步骤进行。

（五）高压注射器的检测与调校

高压注射器种类较多，现大多均用电机式的。注射机械结构部分各厂家差异不是很大，但控制电路差异较大。

需检测与调校的项目有机械稳定性、各参量（如压力、注射速度、注射量等）控制准确度、安全性等。机械稳定性可在抽、排气和试注射时观察到；各参量控制准确度与否，可从注射后所显示的参数观看，注射结果显示参数与实际给定参量比较即可；若某一参量（如压力）超过限制或允许范围，控制器应立即停止工作，并发出警报，这可在试验运行中检测。调校时应根据高压注射器机械与电路结构借助必要工具，按有关说明书进行。

六、医用 X 线影像增强电视系统的检测与调校

医用 X 线影像增强电视系统主要由三大部分组成，即影像增强器、电视摄像系统和图像监视器，且缺一不可。它们的简单工作原理与过程为：当 X 线穿过被摄人体部位，经被摄部位不同密度和厚度组织吸收后，形成与组织密度、厚度相反的不同强度的 X 线，该 X 线投射到影像增强器输入屏。由输入屏的荧光层，将所投射的 X 线转换成与 X 线强度相一致的荧光，再由光电层把荧光转换成强弱不同的光电子，电子经电子聚焦，在高电场作用下高速飞向输出屏，高速电子撞击输出屏的荧光层上，激发荧光层产生荧光，但该荧光比输入屏的荧光强度增加几千倍以上。输出层的荧光图像经光分配器或直接用电视摄像机摄取。摄像机将摄取的荧光图像由摄像管阳极（靶极）端光电转换器转换为与输入靶荧光图像亮度相一致的电信号，经摄像头进行放大形成视频信号，再经视频放大处理后送致图像监视器，再一次经放大等必要的处理，处理后的视频信号送到显像管阴极，形成电子经聚焦，在高电场作用下，高速撞击监视荧光屏上，产生可见荧光形成 X 线图像。

为保 X 线电视图像稳定，X 线电视系统提供亮度控制信号（1BS 或 ABC），该信号取出各厂家不同，SIEMENS 用光电倍增管放置在影像增强器光分配内直接接收输出屏的荧光，由光电倍增管转换成与荧光亮度成比例的电信号；日本 SHIMADZU XT－1 000A、2 000A 和 3 000 电视系统 IBS 取自 CCU 控制器，即用电视信号控制 X 线剂

量；PHILIPS XG 电视系统也是取的电视信号作为 X 线剂量自动控制信号。

自动控制原理简述如下：无论取摄像机的视频信号或光电倍增管的电压信号作为 X 线剂量自动控制的控制信号（或称反馈信号），它在送入 X 线剂量控制电路之前必须经一定处理变成与图像亮度相对应电压信号。X 线剂量自动控制实现的方法各厂家或不同 X 线发生器差别较大，但不外乎控制 KVp 或 mA，或者 KVp、mA 都受控。下面简述几种 X 线剂量自动控制实现的方法和工作原理。

（一）F108－Ⅰ型透视 X 线剂量自动控制器

该控制器是采用固定 mA，自动调节 KVp 的方法，其电路结构简单，适合各类型 X 线发生器实现透视 KVp 自动调节。参见 F108－Ⅰ型透视 KVp 自动控制电原理图。

控制器基准电压（或参改电压）为 4V，也可根据实际情况设置不同基准电压值（用 W_2）。当透视时，透视接触器常开触点闭合，J_2 继电器工作，J_2 的 15、16 触点闭合，基准电压加入使 IC_3 输出端为正，BG_1 导通，J_3 工作，J_3 的 21、1 常开触点闭合，控制 KVp 电机 DD 顺时针转动，带动臂顺时针滑动，使高压初级电压升高，提高 KVp 值，透视图像亮度增加，IBS 也增高。当 IBS 达到与基准电压相等时，IC_3 输出为零，BG_1 截止，J_3 不工作，J_3 的 21、1 触点断开，DD 停止。反之，IC_3 输出为负，BG_2 导通，J_4 工作，它的 21、1 常开触点闭合，DD 反时针转动，带动滑臂反时针滑动、使高压初级电压下降，透视图像亮度降低，IBS 减少，当 lBS 达到基准电压相等时，BG_2 截止，J_4 不工作，DD 停止，从而达到透视 X 线剂量自动控制的目的，使得透视图像亮度稳定。该控制器的缺点是：实际透视 KVp 在原发生器的透视 KVp 表反映不出来，有待改进。作者认为，因多数国产 X 线发生器的透视高压初级是由滑动碳轮调节，有手动和电动方式，最好完全利用原 X 线发生器透视高压初级调节部分，透视 KVp 由原 X 线发生器上的透视 KVp 表指示。若原机为手动调节，可将手动旋转部分去掉，把 X 线剂量自动控制器中的 DD 电机装在透视高压初级调节透视 KVp 滑架支杆两端的适当位置，即将碳轮架用皮带或拉线与 DD 转轴轮盘（另制）固定即可，若要实现手动调节，只需在 X 线剂量自动控制器中 IBS 信号输入端采用一切换开关，再加两只电阻一电位器就能解决。若原机为电动调节，则只需将 J_3、J_4 继电器控制触点串接入原电动机运转控制回路就可以了，省去 DD 电机。

（二）日本岛津（SHIMADZU）工频 X 线发生器透视 X 线剂量自动控制器

XED150 和 XHDl50 等类 X 线发生器，透视 X 线剂量自动控制器均采用固定 mA，调节 KVp 的方式。详细原理电路图请参考 XED150 和 XHD150 的透视 kV 控制电路图。

该系统的技术指标：透视管电压控制范围 40～120KVp；IBS 控制基准电压 6V；IBS 作用响应时间 0.5s；F－KVp 响应时间约 0.5s。

在手动情况下，由 F－kV（手动调节）设定透视管电压 FK3 经管电压信号发生

电路进行功放后成为 FPV（设定管电压）信号。

当没有透视时，高压初级反馈信号为零，FAV 信号为零，门相位仅由 FPV 信号决定，并输送到 SCR 驱动电路，但由于信号开关电路还处在关断状态，驱动信号不能到达 SCR，它不会导通。

在透视接通时，高压初级反馈信号经最大值保持电路检出，FAV 有一定电压值，（实际电压信号）与 FPV（设定电压信号）经差分放大电路进行比较并放大。由于最大值保持电路存在泄漏现象，故不能完美保持其最大值，因此，差分放大输出信号是正负信号并有脉动波形。故经滤波电路检出其直流成份，即 FRV 信号。

合成电路是一个加法运算放大器。当 FPV 与 FRV 相加使 FCV 升高时，使主 SCR 导通角加大，实际透视管电压升高；当 FPV 与 FRV 相加使 FCV 减少，使主 SCR 导通角减小，实际透视管电压降低；当 FPV 与 FRV 相加使 FCV 与 FPV 相等、即 FRV 等于零，实际透视管电压与设定透视管电压相等，使主 SCR 导通角在设定值，透视管电压保持不变。

在 IBS 透视技术情况下，把 IBS 电压信号输入到差分放大电路，它与基准电压进行比较，为了使透视图像稳定，避免闪烁感，差分信号经积分电路进行积分，然后与基值电压合成 VIB 信号，这便是 IBS 透视管电压设定值，送入透视管电压信号发生电路以后的控制情况与手动情况一致。

（三）SHIMADZU 中频 X 线发生器透视 X 线剂量自动控制器

（X）UDl50 系列 X 线发生器透视 X 线剂量自动控制是采用 mA 和 KV 控制方法，就 X 线剂量自动 KV 设定与 XED150、XHD150 系列 X 线发生器的 X 线剂量自动 KV 设定基本类似，XUDl50 只多了模拟开关通道，它的 FKVA 相当 XED150 或 XHD150 的 VIB（KV 设定）。当选择 IBS 自动控制技术时，有关模拟开关通道通路，在自动透视过程中，与 IBS 成比例变化的 FKVA 信号一路送入透视 mA 控制单元，一路送入 X 线管管电压控制单元，经较精确处理并形成相应的振荡脉冲，送入 IGBT 驱动器，驱动逆变器工作，产生一定脉冲频率的初级电压，获得一定的透视管电压。

当 IBS 信号电压低于基准电压时，FKVA 信号电压升高，一路送入透视 mA 控制单元，产生较高频率脉冲，使灯丝加热逆变器输出较高频率的灯丝加热初级电压，mA 增加。另一路送入管电压控制单元，使送入 IGBT 驱动器脉冲频率增大，管电压升高。

（四）PHILIPS 透视 K 线剂量自动控制器

PHILPS 透视 X 线剂量自动控制器是由透视管电压和管电流控制两部分组成。下面以 SUPERM－100X 线发生器所配 TV 透视 X 线剂量自动控制器为例，简述其工作过程或原理。

透视管电压自动控制。当自动透视时来自电视通道的图像的亮度变化信号（1BS）为两个电压值相等极性相反的电信号，最大值为 16V，该电压信号送到 X 线

发生器自动透视控制器的 D_{14} 板。经平衡检测，获得正负变化的 KV 控制电压信号。该电压信号幅度放大与限幅处理送到 KV 调节积分放大器，产生 KV 校准电压信号。这个 KV 校准电压信号送到 D_{15} 板与锯齿波发生器产生的锯齿波进行比较放大产生脉冲，其脉冲宽度大小代表控制透视高压初级电压可控制的导通角，脉冲信号经脉冲变压器驱动可控硅。当图像亮度信号未达设定亮度时（亮度大或小），则控制透视高压初级电压可控硅的导通角发生变化。当图像亮度稳定时，电视通道来的图像亮度信号电压为零，控制透视高初电压可控硅的导通角就固定在某一导通角上，从而实现透视管电压自动控制，保证图像亮度自动稳定。

透视 mA 自动控制的控制信号是来自透视 KV 反馈与透视 mA 反馈的电压信号，当透视时图像亮度变化，图像亮度信号变化，这个变化的亮度信号电压送至透视 KV 自动控制器，使透视 KV 变化。与透视高压初级并联的透视 KV 反馈信号变压器的输出电压变化。该电压信号与 mA 反馈信号送到 D_{13} 板经合成处理获得一个 mA 校准信号。此校准信号送到 D_{16} 板与锯齿波发生器产生的锯齿波进行比较放大，产生一定脉冲宽度的脉冲，由脉冲变压器将该脉冲送到透视灯丝加热初级电压控制的可控硅控制极，驱动可控硅导通，给透视灯丝加热初级供给一定的电压，控制透视 mA 的大小，从而实现了 mA 的自动控制。

在专门 X 线电视透视用 X 线检查设备中，如 BV22 等，X 线发生器的 X 线剂量自动控制与 SUPER 系列不同，透视 KV 和 mA 是分别自动调节，透视 KV 自动控制与国内各厂家基本类似，即由电机带动电刷在自耦变压器移动控制透视高压初级电压，控制电路比 SUPER 系列的要简单得多，故在此略。透视 mA 自动控制由电视通道 M_6X 线控制电路板的 mA 控制部分完成。控制过程是这样的，在 SHKV 和 mA 调节控制板上，自动透视技术时，有一参考 mA 控制电压信号送到电视通道 M_6 板的 mA 控制透视 mA 参考输入端经放大与电视亮度信号电压相加，经比较放大再与锯齿波合成产生一定脉宽的触发透视灯丝加热电压控制可控硅的触发脉冲，实现透视 mA 自动控制。

（五）SIEMENS 透视 K 线剂量自动控制系统

SIEMENS 透视 X 线剂量自动控制系统是一个通用的独立单元。该单元为 Z_{48}。它不仅是透视 X 线剂量自动控制，而且也是电影摄影、荧光摄影、数字电影摄影、DSA 等 X 线剂量自动控制的公共通道。自动控制信号由置在Ⅰ.Ⅰ.输出屏一定位置或光分配器中的光电倍增管采集。故各种技术 X 线剂量参数值可分别由不同技术单独设定，这些剂量参数值分别去控制光电倍增管的高压，改变光电倍增管的灵敏度，从而实现各种不同技术要求不同 X 线剂量的目的。

光电倍增管 M_{82} 接受影像增强器输出屏光亮度 1% 的光，产生与光强度相对应的电流，该电流由光电倍增器（管）的信号引线形成的电容 C_K 积分，每 20ms 完成一次积分。D_1 板上 V_2 三极管使电容 C_K 放电约 40μS，形成锯齿波电压，根据倍增器

（管）电流其锯齿波的幅值范围为 0～－10Vmax，该幅值为影像增强器的实际亮度，即为 Uck。Uck 电压经阻抗变换器送到 D2V，2 电子（晶体管）开关。这个开关在每次积分周期结束闭合约 100μS，把积分值传送到起到后级阻抗变换器的贮存电容器，在 D_1M_4 点形成 Uactual 实际电压，该电压随锯齿波幅度变化而变化。当 Imultiplier = 常数时，Uactual = 常数。Imultiplier 波动，相应的电压在点 M_4 每 20ms 发生一次跳跃。

M_4 点的 Uactual 与 M_2 点设定参考电压 Uref 相比较。当 Uactual 与 Uref 相等时，D_2 板上 U_{M1} 为 OV，即为平衡状态。在影像增强器输出屏亮度化的情况下（即病人部位或体位变化），Uactual 也会发生变化。Uactual 与 Uref 比较的差值经放大形成 U_{M1}，或正或负，Uactual > Uref，U_{M1} 为正，反之为负。按照 X 线发生器的不同，U_{M1} 送到不同控制 KV 和 mA 的装置。对 T.O 系列 X 线发生器，U_{M1} 送到 KV 电机 dm 和 mA 控制单元。对 P.O 系列 X 线发生器，U_{M1} 作为电子调整装置（KV、mA）输入信号。对 POLYDOROS 系列 X 线发生器，U_{M1} 作为 mA 输入调节信号。X 线发生器调节透视 KV 和 mA，使得影像增强器输出屏的亮度达到要求亮度，U = OV，透视 KV 和 mA 调节停止。若透视部位或身体变化时则重复上述调节过程，使 X 线剂量自动控制到设定要求的值。

七、医用 X 线影像增强电视系统的检测与调校

（一）影像增强系统

影像增强器由影像增管、管容器、支持部件和电源等组成。

1. **影像增强管的结构**　影像增强管是一个大型玻璃或金属真空管，管内真空度很高。外管臂涂有黑色物质作为光封闭层。它的前端为一大面积输入屏，紧贴着输入屏的是光电阴极，中部内管壁有聚焦极，尾部为一小面积的输出屏，输出屏前方有一锥筒形加速极（阳极）。

2. **影像增强器工作过程**　当透过人体强弱不同 X 线投射影像增强器的输入屏上时，使输入屏荧光层产生与 X 线相对应强弱不同的荧光，形成光子影像，即将 X 线转换成可见光影像。影像光子作用在光电阴极，使其产生强弱不同的光电子，即把光子转换电子，形成电子影像。光电子在阳极电场作用下，获得动能，通过静电透镜聚焦高速飞向阳极撞击在输出屏上，使输出屏的荧光层激发强弱不同的荧光，即将电子影像转换成荧光影像，但其亮度比输入屏荧光影像的亮度增强了 1 000～10 000 倍之多。

3. **影像增强器的电源**　供给影像增强器的工作电压有：阳极电压（25～35KV），聚焦极电压（0～25KV），阴极电压（－550～0V）。常用的电源装置有两类。一类为普通型，该类为低频电源。它是用升压变压器升压，经整流器整流，电容器升压滤

波，用电阻分压取得各极所需工作电压。另一类为高频振荡式供电电源装置，它由直流电源、振荡电路、变压器、整流器和倍压整流、电阻和电容器组成。但也有只是供给阳级的高压单独用高压发生器。各厂家采用的方法各不相一致。

4. 光学系统　可参考有关 X 线影像增强电视系统的光学部分，此处不作介绍。

5. 影像增强器主要技术参数与测量方法

（1）视野：是指在给定的电极电压下，照射 X 线与影像增强器轴线平行，在输出屏上显示的最大输入图像尺寸。但由于 X 线管发出的是点源射线，而被照体不可能离 X 线管无限远，也不可能紧贴影像器输入屏，故有效视野总比标称视野小，一般要小 1 英寸。

（2）输出图像直径：系指在给定电极电压下，有效输入视野在输出屏上映出的图像直径，一般为 15～30mm 之间。

（3）图像分辨率：将影像增强器输入屏置于 X 线管中心 1m 处，在输入屏中心贴上分辨率测试卡。选择 45KVp 的 X 线管管电压，调节 X 线管管电流使输出屏口分辨率卡图像到最佳。观察图像分辨率（以 LP/mm 表示），一般增强器的分辨率在 2.5～5.0LP/mm 以上。

（4）图像对比度：在影像增强器输入屏中心部放置相当于入射面有效面积 10% 的 2mm 厚的圆形铅板，从输出屏上观察没有铅板部分的最大亮度与有铅板部分的亮度之比（用照度计测量），谓之图像对比度，一般为 6∶1、12∶1、15∶1 或更高，图像对比度越大越好。

（5）对比灵敏度：测试方法与（3）基本相同，只是将分辨率换成 JEDEC 透度计，它是一块打有直径 0.6mm 小孔、厚为 20mm 的铝圆盘，小孔深度分别为其厚度的 1.5%～7%。影像增强器所能发现的最小百分数为对比灵敏度。能发现的数值越小对比灵敏度越高。

（6）转换系数：系指在 X 线照射下输出屏的亮度（cd/m^2）与在输入屏测得的 X 线剂量率（mR/s）之比。即：

$$\text{转换系数} = \frac{\text{输出屏图像亮度}}{\text{输入屏 X 线剂量率}}\ \left(\frac{cd/m^2}{mR/s}\right)$$

转换系数愈大，获得同样亮度的图像所需要的 X 线剂量愈小。

（7）畸变：由于增强器存在几何失真，因此其输出图像边缘区域显得比中心区域扩张一些。设输入屏中心区域 1cm 长度在输出屏上图像缩小率为 M_0，而等效于输入屏直径 90% 的长度的缩小率为 M_{90}，则畸变定义为：

$$\text{畸变} = \frac{M_0 - M_{90}}{M_0} \times 100\%$$

上述这些参数多数用户是无法测试的，只有生产厂家才能用专门测试方法进行测试。表 给出一些厂家影像增强器的主要技术参数的典型值，供读者参考。

（二）X 线电视系统

医用 X 线电视系统各生产厂家虽不相同，但就其主要结构和工作方式基本是一致的，故在此我们仅以西安航空航天第 504 研究所 XTV－ZHD54 系列医用 X 线电视系统为例，简述其结构、工作过程、主要电路、各测量点电位和波形、技术参数和测试方法等。

表 3－1　　　　　　影像增强器主要参数

型　　号	输入屏尺寸（mm）	输出屏尺寸（mm）	中心分辨（LP/cm）	转换因数	对比度	畸变（%）	厂　家
BV25	250/150	20	44/55	110/55	14:1		SIEMENS
RFXG2010/22	230/130	20	38/53	180/65	22:1		PHILIPS
E5758	230/150/110	20	44/50/60	200	20:1		TOSHBA
E5761	230	20	42	180	22:1	10	
E5759	150	15	44	160	20:1		
E5824	320	25	44	180	24:1		
1A－9W	230	21.5	32	170	30:1		SHIMAZDU
VX1－600HS	215/160/110	20	42/50/60	150	25:1		瓦里安
BK9/6/4	210/150/115	20	30/40/64	110/55/27	16:1		匈牙利
VX1－6	230	20	40	110	20:1		上海九厂
VX1－520	270	20	40	100	14:1		瓦里安

XTV－ZHD54 系列电视设备均由二部分组成，一部分是摄像机头，另一部分是主监视器，其中 ZHD5400A 型的摄像机头包括光学镜头、摄像管、偏转线圈、预放器、行扫描电路、场扫描电路及高压供电网络等部分组成。XTV－ZHD5401 型摄像机头是由光学镜头、摄像管、偏转线圈、预放器、扫描系统电路板、高压电路板 6 部分组成。摄像机控制部分在主监视器内。5400A 型主监视器除了有显像管、监视器扫描电路板、视放板外，还包括摄像机控制部分电路（含高压电路、恒流聚焦电路、同步机、中间放大器、I.B.S 电路和电源六部分）。对 5401 型监视器部分和 5400A 型相同，摄像机控制部分包括由同步机、中间放大器、I.B.S 电路和电源整流电路组成的中控板恒流聚焦及电源稳压组成的电源分配器，二块电路板组成。摄像机头和主监视器之间 5400A 型通过一根 20m 十九蕊电缆连接；5401 型通过一根 15m 十蕊电缆连接。XTV－ZHD54 系列电视设备的组成电原理方框图如图 3－1 所示。下面我们将以 5400A 为基础，对框图内各电路的正常工作数据逐一介绍。

1. 光学镜头　光学镜头的作用是将外界影物的图像清晰地、均匀地聚焦于摄像管的标准靶面上。光学系统的各项参数直接影响到 X 线电视系统的有关指标，如镜

头的焦距 f 数将决定图像的放大率；镜头的聚焦状态将影响到图像清晰度；镜头的孔栏大小将影响到系统灵敏度。但是，由于光学镜头是一套机械光学系统，又封闭在摄像机机械接口内，安装调试完毕后，如无人为拨动，自身的故障率很低。54 系列医电设备使用下述的 3 种光学镜头：西北光学仪器厂的华山（55mm）镜头；福建顺昌 8461 厂的 GDS－50B 和 GOS－35 光学镜头。

2. 摄像管　摄像管是医电设备的关键器件之一。医用 X 线电视区别于其它工业监视电视之外，在于它要求高灵敏度、高分辨力、低惰性，而这 3 项技术要求均需由摄像管的高性能来保证。

XTV－ZHD54 系列电视设备使用的是 CdSe 光电导摄像管，光电导摄像管由 1 个对可见光图像可转换成电荷图像的靶面和 1 个产生电子束的电子枪组成。电子枪和磁聚焦、磁偏转线圈共同组成一套电子光学系统，用于形成电子束，并将其聚焦和实现扫描偏转。

在 XTV－ZHD54 系列电视摄像机中，摄像管各电极所需的电压，均由高压电路产生和供给，各电极正常工作的电压范围如表 3－2。

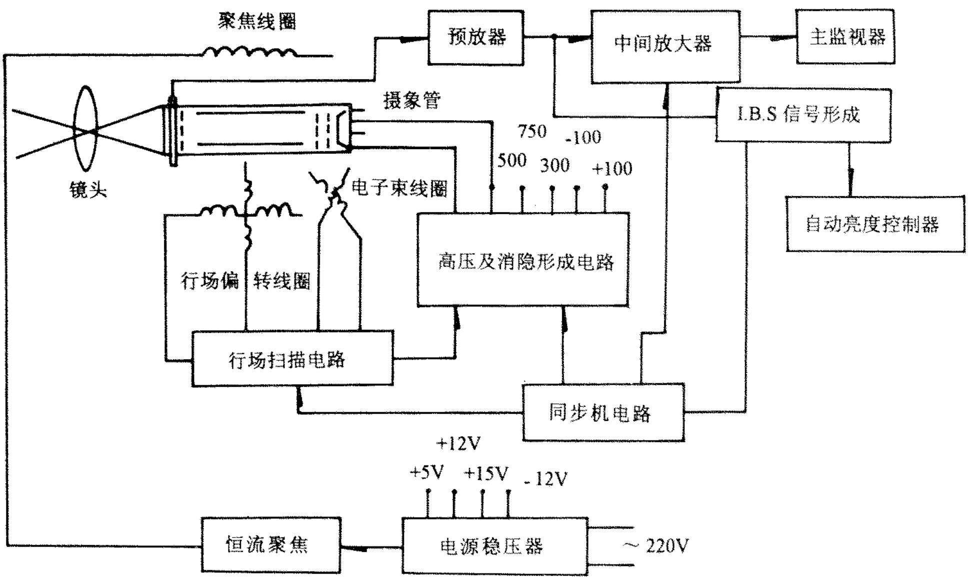


图 3－1　XTV－ZHD54 系列电视设备方框图

在实际使用中，ZHD－5400A 型机摄像管的靶压可由主监视器背面标有“TARGET”电位器在 0～100V 内调到最佳值；电子束电压由标有“BEAM”电位器在 0～100V 内调整；聚焦电压由标有“FORCUS”电位器在 380～450 内调整。对 XTV－ZHD5401 型机摄像管的靶压可由摄像机头高压电路板上 W3 调整；电子束电压由 W2 调整；聚焦电压由 W1 调整；网压由 W4 调整。

表 3 – 2　　　　　　　　　**摄像管各电极的工作电压范围**

电　极　名　称	直流电压范围（对地）	备　　　注
阴　　极	3.5 ~ 4V	
调 制 极	– 10V ~ 40V	
加 速 极	280 ~ 300V	
聚　　焦	420 ~ 450V	可调
网　　压	700 ~ 800V	
靶　　压	10 ~ 25V	按推荐靶压选择
灯　　丝	6.3V	

3. **偏转线圈**　在 XTV – ZHD54 系列电视设备中，摄像管电子束的磁聚焦、扫描偏转和电子束校正都是由偏转线圈部件来完成的。

校正线圈：作用是校正摄像管电子枪的电子光学系统中，由于各电极尺寸加工及其装配的误差，而造成因轴对称被破坏产生的像差。校正线圈放置在调制极附近，通过其产生的固定直流磁场，调整发射电子束的角度，控制其方向以校正电子束对准聚焦透镜中心。

聚焦线圈：利用聚焦线圈产生的磁场的作用，影响所获的图像的分辨力和畸变。聚焦线圈在管轴中心产生的磁通 B 一般在 40 ~ 60Gs。

场、行偏转线圈：产生与管轴垂直的，场行之间相互正交的偏转磁场，使电子束向光电导膜扫描。偏转线圈的位置、磁场分布、场、行正交性都会影响图像的扫描线性和畸变。

XTV – ZHD54 系列电视设备都使用的是上海广播器材厂生产的 1 英寸 PJ—25QD 型偏转线圈，其主要数据见表 3 – 3 所列。

表 3 – 3　　　　　　　　PJ – 25QD **偏转线圈技术参数**

型　号	基本参数				工作电流				工作条件	
	行（mh/Ω）	场（mh/Ω）	聚焦（Ω）	校正（Ω）	行	场	聚焦	校正	V_{g3}	V_{g4}
PJ25/QD	0.8/2.1	28/66	84	600	260	35	124	± 10	475V	750V

4. **预放器**　XTV – ZHD54 系列 X 线电视摄像机预放器有 3 个特点：

（1）高电流增益：通常状态下摄像机工作时摄像管靶端的输出信号电流约为 0.3μA，预放器的输出信号电平，在临界饱和时，在 75Ω 的负载上有 0.7 ~ 1V 电平，其电流增益为：

$$Ac = 20\lg\frac{(0.7\sim1)\ /75\Omega}{0.3\mu A} \approx 90\text{db}$$

（2）低噪声特性：电视设备的固有噪声，主要取决于预放器的噪声。ZHD54 系列的预放器电路中，由于采用了优质的低噪声高跨导场效应管和良好的噪声抑制电路等项措施，其信噪比可达 48dB 以上。

（3）为了保证得到 800 电视线的水平分辨力，预放器必须有大于 10MHZ 的视频带宽。

5. 行扫描电路　行扫描电路的作用有两点，一是为行扫描线圈提供与行推动脉冲同步的行扫描电流，实现摄像管电子束的水平扫描偏转；二是为高压产生器提供激励脉冲（又称反峰脉冲）实现高压和行扫描电路的锁定，起到保护摄像管的作用。电原理图请参考 XTV－ZHD5401 型摄像机扫描系统电原理图的上半部分。图中 BG_2 是倒相级，BG_4 是隔离级，BG_6 是行输出管。R_5 用于调整行激励大小，R_8 调整行扫描幅度，R_9 调整行扫描的线性。R_6、R_7 是分压器，从 R_7 上分出约 15～20V 的反峰脉冲，用作高压产生器的激励脉冲。

相对应的各点直流电压如下：

测试点	行同步	BG2C	BG4E	BG6C
直流电压	1.1V	10V	11.5V	6.3V

行扫描电路工作的正常与否是依次检查输入的行同步脉冲、BG_2 的倒相脉冲、BG_6 的反峰脉冲来判断其各点脉冲的波形图，见图 3－2 所示。

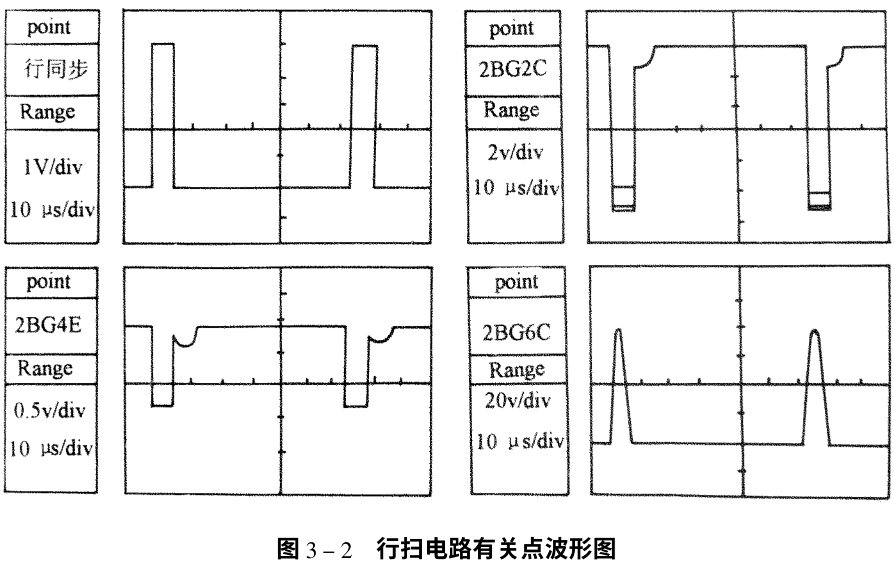


图 3－2　行扫电路有关点波形图

对 ZHD－5400A 型 X 线电视设备的行扫描电路，其故障率最高的是由于十九蕊电缆 7 脚电缆线（传送行同步脉冲信号）易于从根部折断，造成行同步脉冲丢失，

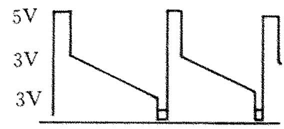
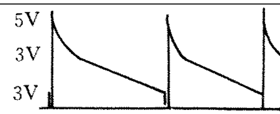
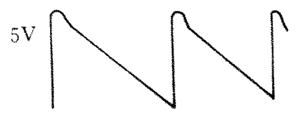
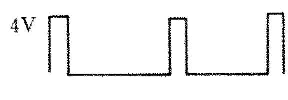
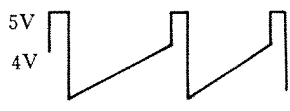
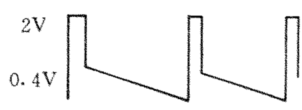
行扫描电路不工作，高压电路没有各路高压输出，电视无图像。此类故障约占电视设备总故障率的 30%。对 XTV－ZHD5401 型 X 线电视设备，由于改进了电缆，此类故障几乎降低到 0。

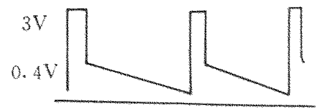
6. **场扫描电路**　场扫描电路的功能是为场偏转线圈提供和场推动脉冲同步的场扫描电流，实现摄像管电子束的垂直扫描偏转。

场扫描电路的电原理图可参考 XTV－ZHD5401 型摄像机扫描系统电原理图下半部分。它是采用一块 μPC1031 集成电路和其外围电路组成。μPC1031 集成电路里包括场振荡、场同步、整形及功率输出等部分组成。

表 3－4 提供了正常工作时 μPC1031 各管脚的管脚特征，交流波形和直流电压数据，供维修时参考。

表 3－4　　μPC1031 场扫描组件各管脚工作数据

管脚号	功　　能	对地直流电压	交流波形
1	场扫描输出	4.5～5.8V	
2	电源电压	10.5～12	
3	自举电容	10.5～11.5	
4	场振荡信号输入	5.1～8.6	
5	场推动输入	50～500mV	
6	同步调整	1.2～2V	
7	整形输入	4.1～4.8	
8	地	0V	

管脚号	功　　能	对地直流电压	交流波形
9	负反馈电容	5.2～6.1V	
10	扫描同步箝位	10.5～12V	

7. **高压供电网络及复合消隐电路**　本部分电路功能有二种：①供给摄像管各电极的电压：摄像管的靶压、调制极电压、加速极电压、网压和聚焦电压都来自主监视器中的高压产生器电路经过 20m 十九蕊电缆送到摄像机头，在本电路板上分别经过阻容滤波网络滤波，才加到各自电极上，以保证摄像管的正常工作。②复合消隐电路：复合消隐电路由 BG_1、BG_2 两级反相放大器组成，由同步机来的正极性复合消隐信号，经过二级倒相，仍变成正极性复合消隐信号，送到摄像管的阴极，从而使得在行、场消隐期间（此时是扫描的回扫期），摄像管的扫描电子束被截止，在监视器显示屏上，没有电子束回扫的轨迹。电路原理图请参考 XTV－ZHD5401 型摄像机高压电路电原理图。

8. **中间放大器**　中间放大器（视频处理器）的功能主要是对预放器送来的视频信号进行处理，包括箝位（直流电平恢复）、复合消隐信号混入、白电平切割、复合同步信号混入，以组成全电视信号供监视器和其它终端负载使用。同时，它也对预放器来的视频信号提供 6～10dB 的电压增益。中间放大器电原理图请参考 XTV－ZHD5401 摄像机中控板电原理图上半部分。

中间放大器各级正常工作数据和波形见表 3－5。

表 3－5　　　　　中间放大器（视频处理器）各级工作数据

位　号	电路性质	直流电压	
5BG26	箝位端	1.2～1.4V	
5BG3C	倒相放大	≐11V	
5BG6E	视频信号	1.6V	
V0.1V02	全电视信号	3.2～3.8V	

9. 同步信号产生器　在电视设备中，一幅图像形成的过程；是将图像由摄像机逐行扫描分解成时间系列信号，经有线或无线方式传送到电视监视器，再由监视器以隔行扫描的方式，还原出原来图像的过程，同步信号产生器的作用是：

（1）保证摄像机、监视器行、场扫描的同步。

（2）保证监视器扫描还原图像过程中的隔行。

为了使得电视设备中各部分之间保持时间上和相位上严格的一致性，为此在电视设备中送入了各种专门的同步信号脉冲，使电视摄像机和监视器的行场扫描等各部分能同步、同相地 工作，使其误差能控制在允许的范围之内。这种产生各种同步信号的电路，我们将它叫做同步信号产生器，或称之为同机。

XTV－ZHD54 系列 X 线电视要求同步信号产生器提供下列 4 种脉冲信号：①正极性的行推动脉冲 8.2/64μs；②正极性的场推动脉冲 480μs/20ms；③正极性的复合消隐信号；④负极性的复合同步信号。

行推动脉冲主要供摄像机行扫描电路作行扫描同步脉冲使用，其脉冲宽度为 8.2μs（12.8%H），脉冲极性为正极性。场推动脉冲，供摄像机场扫描电路作场扫描同步脉冲使用，其脉冲宽度为 480μs（7.5H），脉冲极性为正极性。复合消隐脉冲的功能有二，其一是消隐，就是在一定的时间里即在消隐脉冲期间内，抹去扫描电子束的痕迹；其二是利用复合消隐电平作为整个视频通道黑电平的基准，在此基础上建立视频通道里的亮度鉴别等级阶数，这一点是在中间放大器里将复合消隐信号混入并配以箝位电路实现的。在复合消隐脉冲里，它包括行消隐脉冲和场消隐脉冲两种并复合而成一规则脉冲串，其中行消隐脉冲为 11.8/μs（18.5%H），场消隐脉冲为 1 600μs（25H），之所以选择它们的脉冲宽度大于行、场消隐脉冲的前沿稍早于行、场推动脉冲前沿。复合消隐脉冲的极性也是正极性的。复合同步脉冲是同步机提供的 4 种脉冲中最复杂的一种，这是监视器和其它终端设备的隔行扫描系统的特殊要求决定的，在隔行扫描系统中，扫描场分为奇数场和偶数场，它们的场扫描起始点不在一起而是有半行之隔，两场合并组成一帧完整的图像，为了使得在场同步脉冲到来期间行同步脉冲不至丢失，在场同步脉冲期间加了行同步的刻槽脉冲。为了保证奇数场和偶数场之间不发生并行现象（并行的结果是显示图像的清晰度显著下降，这是我们要避免的），在场同步脉冲的前后各加 5 个一倍行频的前后均衡脉冲，以平衡隔行扫描中两场间的差别。从上述可知，复合同步脉冲中包括行同步脉冲 4.7ps/64μs，场同步脉冲 160μs/20ms，刻槽脉冲 4.7/μs/32μs，均衡脉冲 2.35μs/32μs 共同组成的有规律的脉冲序列。复合同步脉冲在中间放大器电路里和经箝位、黑白电平切割处理的视频信号相混合后，共同组成全电视信号供监视器等终端设备使用，确保它们的行场扫描和摄像机的行场扫描同步，并保证它们的相邻两场之间的场扫描隔行的实现。

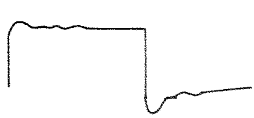
10. 恒流聚焦电路　在电视摄像机内，为了产生供摄像管电子束进行磁聚焦的聚焦磁场，必须对聚焦线圈提供聚焦电流。但是由于聚焦线圈供电就会随着温度的

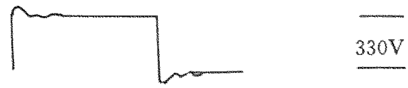
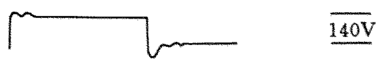
变化引聚焦电流的变化，造成图像清晰度的降低。所以必须采取稳定电流的措施，采用恒流聚焦方法。

XTV－ZHD54 系列摄像机聚焦线圈额定聚焦电流为 120mA 左右。实际检查时当测得 $8R_{10}$ 精密电阻上电压在 1.9～2.15V 之间，相应的聚焦电流为 If＝112～126mA，恒流聚焦电路工作正常。当聚焦电流不同时，聚焦电压也要适当调整，才能保证电视图像清晰度最佳。

11. **高压产生器** 高压产生器的功能是保证摄像管正常工作所需的各组直流高压。它包括－100V 供调节电子束电压使用；＋100V 供调节靶压使用；＋300V 供加速极电压使用；＋450V 供调节聚焦电压使用；＋750V 供网压使用。高压产生器的工作过程是：来自行扫的 15.625KHZ 反峰信号，作为 CP 脉冲触发双稳态电路 H_{013}，在 H_{013} 的 Q 端和 $\overline{Q}$ 端分别输出两组相互反相的 7812.5HZ 的对称方波。这两组脉冲分别经 $9BG_2$ 和 $9BG_3$ 隔离后，推动 $9BG_4$、$9BG_5$ 推挽放大输出，经高压变压器升压后再分别由有关二极管整流、滤波即得到摄像管各电极所需的电压。其中：网压是经倍压整流、滤波后由十九蕊电缆送到摄像机供电网络的；加速极电压经半波整流滤波后，由十九蕊电缆送到供电网络；靶压、电子束电压、聚焦电压则是整流、滤波后，先送到主监视器上的靶压电位器（TARGET）、电子束电位器（BEAM）、聚焦电位器（FORCUS），再由十九蕊电缆送到摄像机供电网络供摄像管使用。高压产生器正常工作时有关点的工作数据及交流波形见表 3－6。

表 3－6　　　　高压产生哭正常工作检查数据

接点	交流波形或直流电压	直流电平
H013（1）端（CP）	 $18V_{P-P}$	1V
H013（6、9）端（Q、$\overline{Q}$）	 $13V_{P-P}$	7
3DK7　E 端	 $10V_{P-P}$	4.8V
3DK10H　C 端	 $20V_{P-P}$	11V
高压变压器（4）端	 480V	不能测

接点	交流波形或直流电压	直流电平
高压变压器（5）端		不能测
高压变压器（6）端		不能测
24 蕊插座（8、9）端	－100V	
24 蕊插座（11、12）端	100V	
24 蕊插座（14、15）端	300V	
24 蕊插座（17、18）端	450V	
24 蕊插座（20、21）端	750V	

注意，高压变压器（4）、（5）、（6）三端测量时用示波器观察要慎重，此三点是交流高压，易损坏仪器，如不会测量可不测量，若 3DK10H（C）端正确，则此三处基本正确。测 750V、450V 直流电压时，也要慎重。

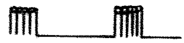
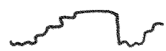
12. **自动亮度稳定电压形成电路（I.B.S）** I.B.S **电路是医用** X **线电视设备的专用电路。在用** X **线电视进行诊断和检查时，如使用的** X **线剂量偏小，则电视图像信号幅度小，显示图像的对比度不够，信噪比差，层次不丰富，清晰度下降。为保证显示图像有良好的信噪比和对比度，必须提高输入** X **线剂量以提高信号幅度。相反，若输入剂量过大，图像进入饱和区，也会造成显示图像的层次不丰富，对比度下降，出现一片白色的淹没区，像质仍然不好。经常调节** X **线剂量的大小，若由人工完成则很不方便，也很难匹配恰当，**XTV－ZHD54 **系列医用** X **线电视，利用** I.B.S **信号，自动亮度控制器，**X **线机高压发生器一起，使整个** X **线电视系统具有图像自动亮度稳定功能。**

I.B.S **电路电原理图请参看** XTV－ZHD54X **线电视使用说明书中的原理图。**

11JC174LS123 **组件是双单稳电路，由它将同步机来的行、场推动脉冲延迟，并在图像画面中心位置形成一个约** 10cm×10cm **的窗口；**$11BG_1$、$11BG_2$ **是一组放大器，把预放器来的视频信号进行放大；**$11BG_4$、$11BG_5$ **是窗口取样，使窗口内的视频信号通过，窗口外的视频信号被抑制；**$11BG_6$ **检波，对窗口位置内的视频信号进行检波，得到** I. B.S **信号经** $11BG_7$ **发射极输出，供自动亮度控制器使用。标准** I.B.S **电压为** 1.2～5V（1.2V **是电视在暗状态时测试，**5V **是在临界饱和状态时测试）。**I.B.S **电压**

大小可由 $11W_3$，调整，窗口位置由电位器 $11W_1$、$11W_2$ 调整。I.B.S 电路正常工作数据见表 3－7。

表 3－7　　　　　　　　　I.B.S. 电路工作数据

检测点	电中性质	直流电压	交流波形
74LS 123－1	行推动	3.1V	 4V/64ms
74LS 123－9	场推动	7.3V	 5V/20ms
74LS 123－13	行延迟脉冲	2V	 4V/24ms
74LS 123－5	场延迟脉冲	1.7V	 4V/ 20ms
11BG9－C	合成窗口信号	0.8V	 /20ms
11BG2－E	视放输出	2V～4.5V	
11BG5－E	窗口视频	0.7V	 6V
11BG7－E	I.B.S 输出	4.8V	

13. 电视监视器　XTV－ZHD54 系列 X 线电视监视器分主监视器和副监视器两种，两者的区别在于主监视器内还包括部分摄像机控制电路，副监视器则是一纯监视器，但是作为监视器部分电路，二者是完全一样的。监视器部分电路组成方框图如图 3－3 所示。从图 3－3 中可见，它的组成和普通电视监视器的组成基本一样，所以在这里我们对监视器的各部分工作原理不作详细分析，仅提供各部分电路的工作数据，以作维修、调试 XTV－ZHD54 系列 X 线电视监视器时参考。

电视监视器的设计的指标：

分辨力：	水平中心	不小于 1000TVL
	垂直中心	不小于 400TVL
亮度鉴别等级：		不小于 9 级
视频带宽：		12MHz
几何失真：		小于 2%

显像管（C.R.T）

XTV－ZHD54 系列监视器均采用 35SG18Y14 型单色高分辨力显像管，该管静电聚焦磁偏转（偏转角 90°）、热套式防暴屏，发光颜色为白色，分辨力高（1200TVL），且整个屏幕分辨力均匀，其管径为 20mm，该管主要参数见表 3－8。

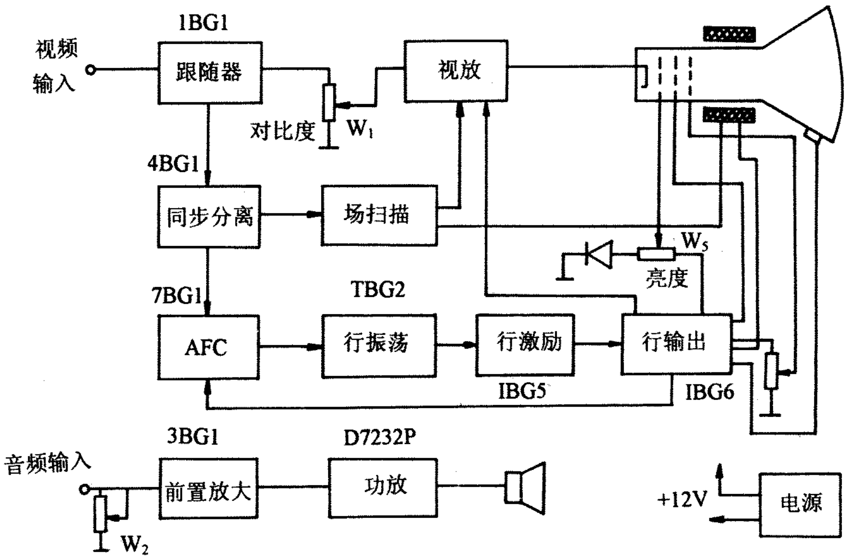


图 3－3　监视器方框图

表 3－8　　35SG18Y14 显像管主要技术参数

Uf	If	Ual	UmT	Ua2.4	Ua3	中心分辨力	边缘分辨力
11V	91mA	400V	－45v －75V	12KV	0～400V	＞1200TVL	＞1000TVL

（1）行扫描电路：行扫描电路包括同步分离行同步脉冲提取微分电路，鉴相器、压控振荡器、行激励和行输出等电路，它的任务是为显像管行偏转线圈提供与摄像机行扫描在频率、相位上保持严格关系的线性良好的水平偏转锯齿电流。另外，将行反峰信号经过行输出变压器升压，再分别经整流、滤波后为显像管各电极和视放电路板提供除＋12V 以外的所有直流电压。表 3－9 是行扫描电路正常工作时的各项数据。

（2）场扫描电路：场扫描电路是为显像管场扫描线圈提供垂直偏转锯齿电流。监视器场扫电路和摄像机场扫电路使用的是同一型号场扫组件，电路结构也一样，仅电路元件参数有区别（表 3－10），以适应不同的场偏转功率的要求。

（3）视频放大器：视频放大器的作用是将摄像机送来的视频信号，不失真地放大到显像管所需的信号调制幅度上，以达到在荧光屏上显示出一幅清晰、生动的图像。为此，要求：①视放有足够的带宽并且在一定的通带特性；②有较高的电压增益和较宽的输出动态范围，对比度调整时通带特性不应变化；③便于注入辅助的复合消隐信号。

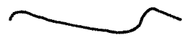
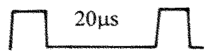
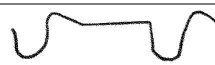
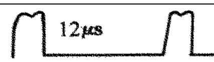
14. X 线电视系统的技术指标

（1）**图像分辨力：**

水平中心分辨力　　　**不小于** 800TVL

垂直中心分辨力　　　**不小于** 400TVL

表 3－9　　　　**行扫描电路工作数据**

接点号	电路特性	直流电压	交流波形
7BG1b	行同步	－0.15V	 $8V_{P-P}$/64μs
7BG1c	分相放大器反相信号	10.5V	 $6V_{P-P}$/64μs
7BGle	分相放大器同相信号	0.6V	 $6V_{P-P}$/64μs
7D17D2 结点	鉴相积分信号	11V	 $5V_{P-P}$
7R6、7R7 结点	AFC 控制电压	11V	 0.2V
7BG2c	行振荡信号	2.2V	 $8.5V_{P-P}$
7BG3c	行激励信号	10.4V	 $15V_{P-P}$
7BG4c	行反峰信号	28V	 $200V_{P-P}$
J_{13}	高压	13KV	一般无法测量
J_5	视放供电	120V	
J_6	加速极电压	600～800V	

（2）**亮度鉴别等级：**　　**不小于** 8 **级**

（3）**信噪比：**　　**不小于** 48dB

（4）**图像几何失真：**　　**不大于** 2%

（5）**扫描非线性：**

水平方向　　**不大于** 10%

垂直方向　　**不大于** 8%

（6）I.B.S **电压：**　　1.2～5V

（7）**话路：**

带宽　　100～6000Hz

不失真功率大于　　0.5W

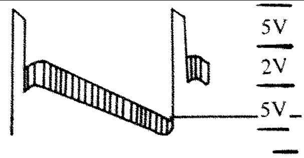
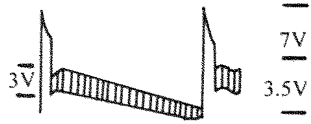
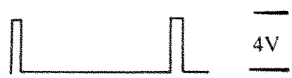
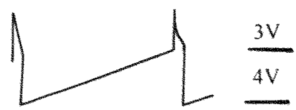
（8）**整机功耗：**　　65W（**主监视器**）

（9）**扫描体制：**

扫描比率　　2:1 **隔行扫描**

扫描行数　　　　　　　625 行
扫描场数　　　　　　　50 场
帧形比　　　　　　　　1∶1
（10）视频输出阻抗：　75Ω

表 3－10　　　　　　μPCI031 各管脚参数

管脚号	功能	直流电压	红笔对地电阻	交流波形
1	场扫描输出	4.5～5.8V	5.7～6.8K	
2（10）	电源电压	10.5～12V	≈50Ω	
3	自举电容	10.5～11.5V	0.4V	
4	场振荡信号输入	5.1～8.6V	5.7K	
5	场同步输入	50～500mV	2.7K	
6	同步调整	1.2～2V	7.2～8.2K	
7	整形输入	4.1～4.8V	7.0～8.7K	
8	地	0V	0	
9	负反馈电容	5.2～6.1V	6～7.4K	

15. **电视设备的系统调试**　此处以 XTV－ZHD5401（Ⅱ）型 X 线电视设备为例，介绍如何将一台因某种原因被调乱了的设备恢复到正常技术状态的调试方法和调试程序。即：①恢复电视摄像管的正常工作电压：标准靶压、最佳聚焦电压和合适的电子束电压；②恢复电视扫描系统的正常扫描靶面、符合出厂指标的扫描几何失真和非线性失真以及恰当的电子束校正电流选择；③恢复电视设备的正常的灵敏度、

分辨力、信噪比和亮度鉴别等级；④恢复电视监视器的标准的扫描幅度和线性。

对于 XTV－ZHD5401（1）型电视设备和 ZHD5400A 型电视设备的系统调试，可参照（Ⅲ）型设备的方法进行，但有些程序可以省略，方法可以简单些。在设备调试时，建议工作方式以自然光工作为好，这样采用广播测试卡，可以充分测试电视设备的各项指标；桌面联调，调试安全、方便；还可以避免 X 线对人体的伤害。

电视设备调试程序如下：

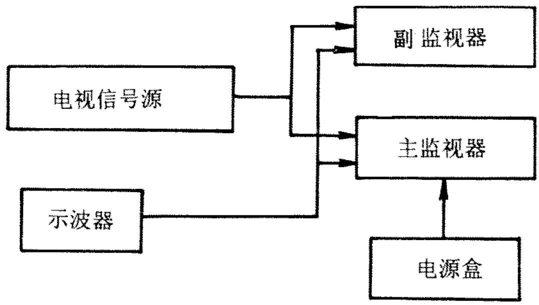


图 3－4　电视监视器调整框图



图 3－5　中控板全电视信号波形

（1）电视监视器调整：电视监视器的调整连线框图，如图 3－4 所示。图 3－4 电视信号源可采用 S305A 全频道电视信号发生器；示波器可使用 SS－5702 双线示波器或其它通道带宽大于 20MHz 的双线示波器。调试时，主、副监视器分别进行，电缆连接方法：用一根两端装好 Q_9，插头的 SYV－50 电缆一端接到电视信号源的视频输出端，以得到标准全电视信号，另一端接到副监视器的 VIDEOIN 视频输入端即可。对主监视器，则要做适当改动，打开监视器机壳，取出中控板，将连接中控板的 24 蕊插头 21、22 两脚短接，从主监视器上的 VIDEOOUTPUT 端输入视频信号。对于 XHD－5400A 型设备的主监视器，则是打开监视器机壳，取出 CZ_1、CZ_2、CZ_3 电路板，在 CZ_3 的 24 蕊插座上将 18 脚、16 脚短接或用转接板，在转接板上将 18、16 脚短接，然后从主监视器的 VIDEOOUTPUT 端输入全电视信号对监视器进行调整。

在监视器调整前，先用示波器和万用表检查行扫描电路各级工作情况应符合说明书要求指标的数据，然后由电视信号源送入方格信号，调整场幅度电位器 $5W_3$ 和场线性电位器 $5W_2$；行幅度线圈 $7L_2$ 和行线性线圈 $7L_3$，使监视器画面显示在水平方向有 14 个方格信号，在垂直方向有 10.5 个方格信号（在计数时黑白格都算有效数），而且在水平方向，每个格子的长度，和垂直方向每个格子的长度都大致相等，

即作为监视器扫描幅度的校准。

（2）中控板的检查与调整：监视器调试结束后，取下24蕊插头21、22脚短接线，插好中控板，固定好紧固螺钉，用示波器和万用表检查中控板的各检测点的数据应符合说明书所给指标。然后按下列步骤进行：

①用双端 Q_9 头的电缆，一端接示波器，另一端接主监视器的VIDEOOUTPUT端，观察中控板的全电视信号输出应如图3－5，调整 $5W_3$ 电位器使同步头信号为500mv；调整 $5W_1$ 电位器使箝位电平为150～200mv；将 $5W_2$ 电位器反时针旋到底。

②用短接线，一端接中控板的 TP_2，另一端接监视器对比度电位器的中点，观察监视器画面显示I.B.S窗口信号位置，调整电位器 $11W_2$、$11W_3$，使窗口位置位于监视器画面中心，用万用表测I.B.S输出电压应在1～1.4V之间。

对于ZHD－5400A型X线医电设备则取下 $CZ_3$24蕊插座16、18脚上的短路线，插上 CZ_3 电路板，按上述的①步骤进行调整；结束后再插上 CZ_2 电路板，用短路线，一端接在监视器对比度电位器的中点上，另一端接在 $11BG_{10}$ 的集电极上按上述的②步骤进行调整。

（3）电视设备系统调试：电视设备系统调试连线方框图如图3－6所示。调试前先用示波器和万用表检查扫描系统电路板和高压电路板。同时根据摄像管上所印的ET摄像管标准靶压数，调整高压板靶压电位器 W_3，使摄像管工作靶压和标准靶压一致。然后按如下步骤调整：

①调整好摄像管靶面到广播测试卡像面之间的直线距离L，此距离对于9英寸电视系统为70cm，对于6英寸电视系统为85cm。

②接通电源后，调整摄像机镜头的光学聚焦和摄像管电聚焦电压（高压板 W_1 电位器），使

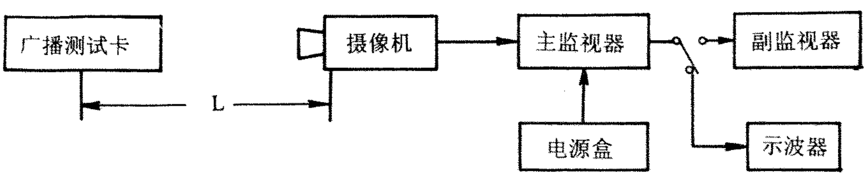


图3－6　电视设备系统调试方框图

电视设备聚焦状态最好，调试时应注意预置摄像机镜头光圈，使之处于所显示的图像不饱和的适当位置。

③调整电子束校正电位器（扫描系统 C_{962} 电路板的 W_7、W_8 电位器），使显示图像和整个画面均无水渍印。则先进行此项调整，再调试聚焦状态。

④调整摄像机 C_{962} 扫描板的行位移电位器 W_3 和场位移电位器 W_6，使显示图像和画面中心与摄像管的光轴中心基本一致，然后调整摄像机头的几何位置，使广播

测试卡的画面中心，基本位于监视器荧光屏中心上。

⑤反复调整扫描系统 C_{962} 电路板的行幅度电位器 W_2、行线性电位器$_1$、场幅度电位器 W_5，场线性电位器 W_4，使监视器显示的测试卡大圆直径为 192～198mm，其水平方向，垂直方向，±45°方向所测得的显示圆直径的误差最大不超过 8mm，并且在过圆心的水平和垂直方向上，目测不感到有明显的非线性失真存在。

⑥复调摄像机的光学聚焦和电聚焦，使电视设备的聚焦状态最佳，显示画面上 600TVL 应能穿透。

⑦调整 C_{963} 高压板电子束电位器 W_2，并配以调整摄像机镜头的光圈大小，以示波器观察，使临界饱和状态时，输出视频信号的峰－峰值为 $2 \sim 2.2V_{p-p}$。

⑧盖上摄像机镜头盖，用示波器观察全电视信号输出波形和图 3－5 一样，此时检测：

复核同步头信号应为 500mv；

复核箝位电平应在 150～200mv 之间；

测出电视设备的系统噪声信号峰一峰值应小于或等于 40mv；

打开摄像机镜头盖，调整中控板白切割电位器 $5W_2$，并配以调整摄像机镜头光圈，使临界饱和状态时图像视频信号的峰－峰值为 $1.5 \sim 1.8V_{p-p}$；

观察显示图像的亮度鉴别等级，在监视器亮度和对比度电位器最佳搭配下应大于或等于 8 级。

⑨I.B.S 电压调整：在临界饱和状态下，调整中控板 C_{964} 上的电位器 $11W_1$，使其在 I.B.S 输出端测得直流电压为 5V。对于 6 英寸定位系统，不测此项指标。

⑩话路通道检查，在音量电位器适中时，声音应清晰，无明显杂音及交流声。

⑪电视设备系统调试结束后，注意检查设备内有无多余物，一定要清理干净，并上好机器外罩。

对于 5401（Ⅱ）型设备的系统调试，仅无③、④二项工作，其余均一样。对于 ZHD－5400A 型设备除无③、④二项工作外，还应注意有以下差别：一是摄像管工作状态是在高压供电网络电路板上反映出来的，而靶压、聚焦电压、电子束电压的调整是通过调整主监视器后面的 TAR－GET、FOCUS、BEAM 三个电位器来实现的。二是行幅度和线性的调整是通过改变行扫电路板的 $2R_8$、$2R_9$，实现的；场幅度和线性的调整是通过改变 $3R_4$、$3R_3$，实现的，也可以用外接电位器调好后用等值电阻换上即可。

七、X 线电影系统的调校

（一）电影摄影机的结构

现在大型 X 线机组中配用的电影摄机，多数为 Arritechno35R 90 或 35R150 型。

所用电影胶卷为 35mm 型（标准型）或 16mm 型。

电影摄影机由机体、镜头和片盒三部分组成。机体上安装有遮光器、压片板、胶片传送设备和相关的电路、指示器等；镜头是安装在机体的镜头架内；片盒是安装在机体的片盒架上，用固定片盒手柄固定。

遮光器是一个扇形旋转盘，位于镜头和窗口之间，在胶片前进时，它遮挡住从镜头来的入射光线，使胶片不感光。

在胶片静止时，压板把胶片压紧于窗口，保证胶片上影像清晰而不模糊。

胶片传送设备由电动机和齿轮组两部分组成。电动机带动齿轮，齿轮带动胶片卷轴、遮光器和曝光开关触点等。胶片按间歇方法前进，每一个影像的胶片，前进时间和间歇时间之比约为 4∶1 或 5∶1。

电影摄影机的摄影频率，各型摄影机不同，综合起来在 15～150 帧/s 之间，如 Arritechno35R 90 型电影机的最快速度为 90 帧/s；而 Arritechno 35R 150 型为 150 帧/s，频率不能低于 15 帧/s。实际工作中应用的频率与 X 线机组输出容量有关。输出容量大，摄影频率就可高。

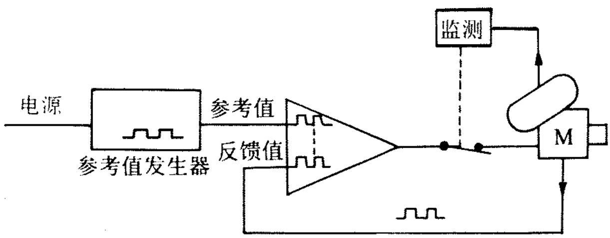


图 3－7　控制原理图

（二）电影摄影机控制器

电影摄影机控制器为电影摄影机提供电源电压、监测摄影机胶片、处理摄影机胶片从前进到停止的信号，由电子控制系统控制、稳定摄影机的曝光率，使摄影机胶片曝光相位和电源频率之间有一个固定的相位关系。

1. 控制原理　把电影摄影机的控制的控制原理简化成图 3－9，一个方波电压参考值，其频率与预调的曝光率相符合并与电源频率同步。

参考值信号由曝光率选择器选择，经伺服放大器放大后控制供给摄影电动机的电流。

反馈值信号由摄影机内脉冲触发产生，也是一个方波电压。反馈值信号和参考值信号比较，控制电动机的电流。而且反馈值信号的相位和参考值信号相位一致。

Arritechno 电影摄影机具有胶片监测系统。片盒内装的胶片不足或片盒内胶片已用至数量不足时，自动切断摄影机电路，以免发生无片曝光。

在双向电影摄影工作中，两个摄影机的走片动作相位必须相差 180°。因为只有

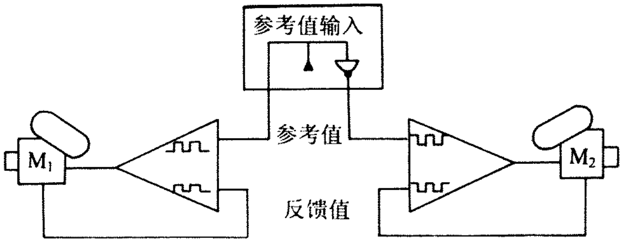


图 3－8　双向电影工作原理

交替工作才能防止一个方向的散射线影响另一个方向的影像质量。故在双向工作时，A 项送出出的参考值时钟脉冲与 B 向送出的参考值时钟脉冲相位差 180°，即 180°后 B 向才动作，如图 3－8 所示。

2. 控制电路　控制电路曲参考值发生器、反馈值发生器、比例放大器和输出放大器等电路组成。其电路方框图如图 3－9 所示。

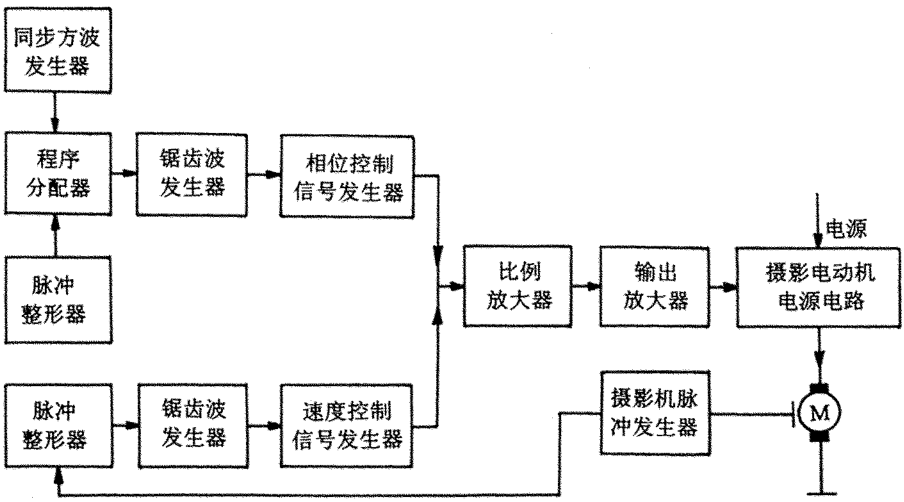


图 3－9　摄影电控制电路方框图

（1）参考值发生器：参考值发生器由电源同步方波发生器、曝光率选择器、程序分配器、锯齿波发生器、相关相位控制信号发生器等组成。

电源同步方波发生器产生 3000Hz（电源频率为 50Hz）的基本频率。这个方波电压在分频器内分频产生与电源频率一样的 50Hz，在数字相位比较器内与电源频率比较。方波差信号在滤波器内平滑并调节电压控制 3000Hz 振荡器。用这样的方法使振荡器的振荡经分频后与电源频率同步。

电压控制振荡器产生的 3000Hz 经可编程分频器分频产生预计值。曝光率选择器确定分频比例，因此得到参考频率。

参考值锯齿波发生器供给一个（负的）直流电压，它与参考值成比例。锯齿波电压的斜率与参考值成比例，它的周期 = $If_{参考}$**。这个锯齿波电压的幅度只与频率有关。而且，参考值锯齿波发生器供给一个交换比例放大器时间常数的信号，它是在摄影机电路内与曝光率选择有关。**

（2）反馈值发生器：反馈值发生器是实际值发生器。反馈信号由电影摄影机内光栅脉冲发生器产生，它相当于摄影机快门打开相。这个信号由脉冲整形器整形为方波电压，然后微分，输送给实际值锯齿波发生器。

反馈值锯齿波发生器产生锯齿波电压，它的斜率与参考值成比例，它的周期 = $1/f_{反馈}$**。这个锯齿波电压的幅度可用下式表示：**

$$u = U_1 \cdot \frac{f_{参考}}{f_{反馈}}$$

如果 $f_{反馈} = f_{参考}$**，**U_1 = **常数，即幅度只与速度有关。而当** $f_{反馈} > f_{参考}$**，幅度就小于** U_1**，反之，幅度就大于** U_1**。**

这个信号经过阻抗转换器输入于比例放大器。在这个电压上加上一个负值，即常数电压 U_1**，以便使同步旋转（**$f_{反馈} = f_{参考}$**）之和为零。由于摄影机曝光率是正确的，所以比例放大器的输出停留在现存值上。当反馈值与参考值不同时，比例放大器的输入电压不等于零，使电动机电压通过输出放大器而改变。**

反馈值锯齿波电压送到速度控制信号发生器和比例放大器。在正确速度时，速度控制信号发生器输出的信号电压为 +4.7V **左右。当速度变慢时输出信号电压大于** +4.7V**，使比例放大器的输入信号电压成为正值，以便使摄影机转速加快。**

（3）比例放大器：比例放大器为比例积分微分调节器（PID**）。比例放大器的输入电压为相关相位控制信号电压和相关速度控制信号电压之和。其输出电压驱动输出放大器。当输出为** +15V **时，输出放大器被截止，摄影机停止转动。当输出为** −15V **时，输出放大器为全导通，摄影机快速转动。电影机的摄影速度，即每秒钟摄影帧数受此比例放大器的控制。**

（4）输出放大器和电影机的电动机电路：输出放大器的工作原理，如图 3−10 **所示。当晶体管** V_7**、**V_8 **象开关似的导通时，扼流圈** L_1 **和转子内电流按照指数函数增加，只要转子电压一超过相对于输入电压** U_e **的参考值，运算放大器** J_1**，的输出电压就从** −15V **跃变至** +15V**，晶体管** V_5 **导通，**V_7**、**V_8 **截止。电动机电流通过二极管** V_3**、**V_4 **按照指数函数降低。当转子电压低于参考值时，运算放大器** J_2 **输出正电压，而** J_1 **的输出变为负电压，晶体管** V_5 **截止，而** V_7**、**V_8 **导通，电源电压又供给至电动机转子上。**

精密电阻器 $R_{17}/R_{18}/R_{19}$**上产生的负电压与转子电流成比例。当这个电压超过运算放大器** J_3 **的正相输入端上由电位器** R_{20}**调节的负电压值时，**J_3 **的输出电压从** −15V **跃变至** +15V**，因此，运算放大器** J_1 **的输出电压跃变至** +15V**，**V_5**，导通，**V_7**、**V_8

截止，使其不能超过用 R_{20} 调节的最大电流值。定子磁场线圈经过串联电阻器 R_{16} 接收电流，磁场电流也流过精密电阻器 $R_{17}/R_{18}/R_{19}$。

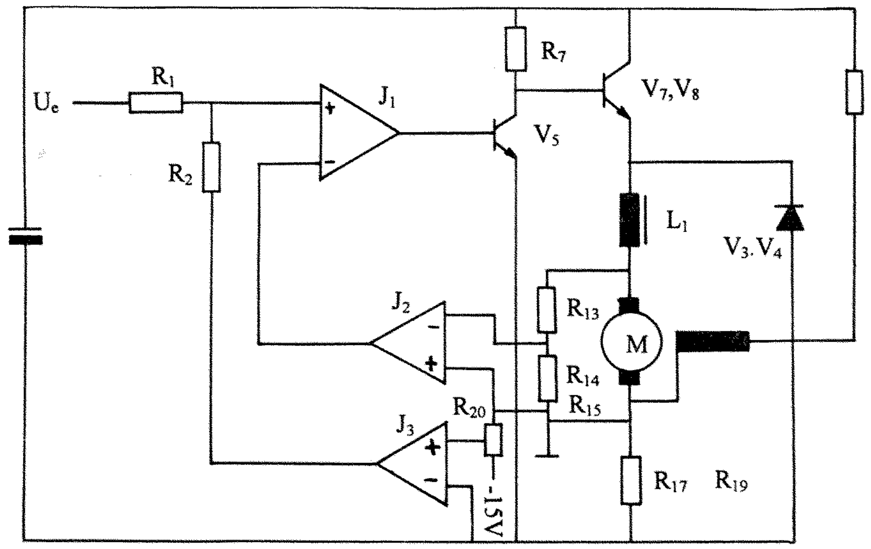


图 3－10　输出放大器原理图

（5）电影机的电源电路：两个变压器线圈接成三相电压电路，6 个脉冲电压通过三相桥式整流器输送给电影摄影机的电动机。

在实际工作中均采用自动电影系统控制电影机的工作、X 线控制脉冲产生、X 线曝光释放、光分配器和电视光阑的自动变换等同步动作。

（三）电影摄影系统的调校

电影摄影系统的调校必须由有经验的工程技术人员，借助特殊测量仪器，参考该系统的调整说明，严格按步骤实施。这里以西门子 Cinematic 电影摄影系统为例，简述其调校过程。

1．电影摄影 KV 指示的调校　此调校适合配用工频 X 线发生器（如 T.0、G.0）的电影系统。

（1）在电影摄影控制台上选择手动方式。

（2）把 X 线发生器 N_{11} 上的 D_{159}。电路板用延伸板延伸出来，去掉 27 跨接条，经 27 靠电路板侧送零电位。

（3）在 X 线发生器控制台选择 35KV，调 D_{159}。板上 R_6 电位器，使电影摄影 KV 表指示到 35KV；在 X 线发生器控制台选 90KV，调节 D_{159} 板上 R_9，电位器，使电影 KV 表指示到 90KV。

2．电影摄影机运转工作脉冲的调校 各种速度与脉冲周期对应关系如表 3－11。调校时，把示波器接在 M_{13} 的 D_{22} 板的测试点 3；选择不同 f/s，用 M_{13} 上 S_1 开关触发

电影摄影机工作，同时观察示波器实际方波周时间 T，用 $M_{13}D_{22}$ 板上的 R_{51} 电位器调准。允许偏差范围为：

表 3－11　　f/s 与 T 的对应关系

f/s	12.5	25	50	75	100	
T	80	40	20	13.3	10	mse

12.5f/s　　±10mse；

25 f/s　　±3mse；

50 f/s　　±2mse；

100 f/s　　±0.5mse。

3. 电影摄影剂量自动控制的调校

（1）在电影控制台上选择 KV 手动，Filml、blackness 校整置在 0 位，电影剂量控制自动，在准直器上放 0.6mm 的铜板。

（2）X 线发生器 M15“SS”开关置在 O 位。

（3）把电压表接在 $Z_{48}D_2$ 板的 D_{11} 和 OV 测量点。

（4）把 $M_{12}D_{14}$，电路板用延伸板延伸出来。

（5）在 X 线发生器控制台上选 70KV。

（6）把 X 线发生器柜内 N_{11}，D_{41}，电路板取掉。

（7）影像增强器输入屏选取大野。

（8）按下 $M_{12}D_{11}$，电路板上的按钮 S_2，电影摄影 KV 表显示 70KV。

（9）去掉 $M_{12}D_{11}$ 延伸板上的 30 跨接条。

（10）M15SS 开关置在⊙位。

（11）按下 $M_{12}D_{11}$ 试验开关 S_2 或摄影曝光开关，转动 X 线发生器柜 M_2mA 电位器 R_{43}，的刻度盘，直到达到要求的 X 线剂量为止。

（12）在准直器上再加 0.3mm 的铜板。试验电影摄影曝光，X 线剂量率应降到原来值的 45%～55%。若 X 线剂量不在这个范围内，则应在 X 线发生器控制台上重新选择 KV 值，而后去掉 0.3mm 铜板。若 KV 电影摄影值发生变化，则要重新按前面步骤进行调校。

（13）在试验期间，调 $Z_{48}D_6$ 电路板上的 R_5 使 $Z_{48}D_2M_1$ 测量点电位为 OV。

4. 电影摄影图像位置的调校　首先应检查校准好 X 线管＋准直器中心与影像增强器的中心的准直。

（1）取下电影摄影机，松开其前端接口板上下两面 8 个顶紧螺钉，把光分配器换到电影摄影位。

（2）把电影摄影机装回原位，将随摄影机带的小反光镜置在摄影机输出窗上，

在透视下调准直器，使影像增强器输出的图像尺寸与摄影机输出窗大小一样。

(3)调整摄影机前端接口板上 4 个调整螺栓，观察摄影机输出窗上反光镜（在透视状态下），使得影像增强器输出屏图像的 4 边与摄影机输出窗 4 边完全重合为止。

(4)取下摄影机，将摄影机前端接口板上下两面 8 个顶紧螺钉上紧，将光分配器反光镜交换到原位，放回摄影机。

除了前述调校外，其它调整请参考电影摄影机系统的调节说明。

八、荧光摄影系统的调校

(一) 荧光摄影机的结构

荧光摄影机有四种类型，即 70mm 和 100mm 卷片式，100mm 和 106mm 单片式。

荧光摄影机由机身和镜头两部分组成。机身内有胶片传送系统、胶片供收装置、号码感光器、快门等。镜头尺寸为 1:45/210（70mm），1:6.3/400mm（100mm）。

(二) 控制器

这里以西门子 100mm 荧光摄影系统为例简述其控制器的结构和工作过程。它由直流电源、滤波器、速度选择器、逻辑电路、电动机控制、多路开关板、电动机控制输出级和电动机位置反馈信号发生器、比较器等部分组成。

当技术选择器选择在荧光摄影技术时，各项准备工作完成后（如收供片盒已装好、1.D 卡插好），按下曝光开关，X 线发生器进入曝光准备过程，同时光分配器将反光镜转至 100mm 摄影机输出口，摄影机把胶片送入曝光位。待 X 线发生器准备延时到后，X 线产生，100mm 胶片曝光。曝光结束后，电动机控制器发出电动机转动信号，电动机转动，将已曝光的胶片送入收片盒，同时又送一张胶片到曝光位置，等待下一次曝光。

(三) 荧光摄影系统的调校

以下调校是以 SIMENS SIRCMATIC 103 荧光摄影系统为例。

1. **摄影机控制 ±15V 电源的调校**　将数字电压表连接到 $N_{21}D_1G$（OV）和 D_1A（±15V）或 D_1B（－15V），用 $N_{21}D_{41}A$ 板上 R_{15} 调校＋15V，用 R_{16} 调校－15V。

2. **摄影机中 R1 电位器的调校**　把 N 21中 D_3 板取下（应在无电源供给情况下）。将数字电表连接到 $N_{21}D9.F$ 和 D10.11 测量点。打开摄影机外罩，在供片盒中装以用过的胶片，并插入供、收片盒，接通 N_{21} 电源。用手反时针转动带有 4 个槽口的轮，直到供片盒中的胶片送出供片盒刚能看到胶片边缘为止。松开 R_1 电位器卡栓，而后转动该电位器直到电压表的读数为＋0.2～＋0.3V 为止，上紧 R 电位器卡栓。

3. **摄影机驱动电机的调校**　把示波器接入 N_{21}，D_{10} 板的 N 和 Q 测量点，选择

1f/s，触发连续曝光（应在无 X 状态下）。调节 $N_{21}D_{10}$ 板 R_{58} 电位器使示波器上的波形与调试说明书中一致。再选择 3f/s，将数字电压接到 NL_1D_{10} 的 O 和 Q 测量点。触发连续曝光，用 $N_{21}D_{10}$ 板上 R24 调节数字电压表读数为 OV。把示波器改接至 D_{10} 的 L 和 Q 测量点。触发连续曝光，用 $D_{10}R_{15}$，电位器调校周期时间为 0.5S。

4. 图像位置的调校　图像位置的调校与电影摄影机基本相同，详细调校请参考调节说明书。

5. $M_{11}D_{16}$。板有关电位的调校 在 X 线发生器柜 M_{15} 上，把 S_5 置到自动 1 位。将数字电压表连接到 $M_{11}D_{16}$ 板①测量点，另一表笔接 OV，准直器开至 Ⅰ.Ⅰ 最大野，在准直器上放 1.2mm 的铜板（4 块）。用 M_{15} 上的 S_4 透视开关进行透视，改变 FFD 或铜板数，使透视 KV 为 70KV。数字电压表读数应为 +5.6±0.05V，该值可用 D16R11 调校。

把 M_{15} 上 S_5 置到自动 2 位，重复上述过程，①点电位也应为 ±5.6±0.05V，用 $D_{16}R_{10}$ 调校。

把数字电压表改接在 D_{16}②测量点。将 $M_{15}S_5$ 置在自动 1 位，用 S_4 透视，然后选择“Low”（即薄体厚），②点电位应为 −5.6±0.05V，用 $D_{16}R_{13}$，调校。选择“medium”②点电位应为 −6.6±0.05V 用 $D_{16}R_{14}$ 调校。选择“high”②点电位应为 −7.78±0.05V，用 $D_{16}R_{15}$ 调校。

6. 每张荧光照片剂量调校 在准直器上放 0.6mm 铜板，示波器接到 N_{27} 的 TP 测量点。把 M_{15} 上 S_5 置在自动 1 位，用 $M_{15}S_4$ 透视。然后把 $M_{15}S_5$ 置到固定值位，将 M_{11} 上 S_1 置在“service”位，在透视压下 N_{27}，上 S_1 开关，用 $Z_{48}D_6$ 板上的 R_7 调校光电倍增管输出信号积分时间，在示波器上观积分上升时间，标准值应 2.5Sec，即 50μR/图像。

详细调校请参考 SIRCAMATIC S 103 安装调试说明书。

第四章　X 线检查设备的维护和质量控制

X 线检查设备属大型贵重精密医疗设备，为保持 X 线检查设备正常运转，提高其使用效率和延长使用寿命，加强 X 线检查设备的维护和质量控制是非常必要的，也是放射科各类使用和维修工程人员的职责。

一、X 线检查设备的正确使用和常规保养

（一）正确使用

（1）制定正确使用 X 线检查设备的严格规章制度。放射科领导和工程人员应监督各类使用人员，加强管理。

（2）对入科各类工作人员，在上岗前应经专门培训，必须掌握 X 线检查设备的基本知识和如何正确使用，考试合格后方可上岗。

（3）由于 X 线检查设备种类繁多，结构和性能差别较大。因此，每个使用人员在操作不同 X 线检查设备时，应首先了解该设备的主要结构和性能，做到心中有数后方能上机操作，操作时应严格按操作程序或步骤进行，绝不可随心所欲。

（4）在当天首次使用 X 线检查设备时，应对 X 线管进行必要的老化训练，切勿突然大容量曝光，以免 X 线管损坏。

（5）在摄影曝光过程中，不得改变任何摄影曝光参数，以防产生严重后果。

（6）严禁连续大容量和超负荷使用。

（7）在操作设备或曝光过程中应认真观察控制台各仪表工作是否正常，其它各电路或机件有否不正常声音，发现问题应立即停止操作或曝光，及时通知维修工程人员或上报。

（8）不能频繁开启和切断设备电源，因为开关电源时会对电子元件产生很大的浪涌电流使其易于损坏。

（二）常规保养

常规保养是针对使用人员的，在平时工作中应做到以下几点：

（1）保持机房通风良好和设备干湿度的要求。特别是湿度不能超出允许范围，否则容量造成机械部件生锈，引起机械活动不灵。电路参数发生改变，元件易于损

坏，这在南方尤为重要。在用空调的机房，使用设备通电之前必须先启动空调工作15min以上。在清扫机房时，尽量少用水。清洁设备时，不要用湿布，使设备保持干燥。

（2）工作开始前和结束后，应做好机房和设备清洁卫生，防止灰尘进入机内。设备应有防尘布罩，以保其清洁。

（3）在使用过程中，随时注意是否有不正常现象出现。如机械活动部分是否灵活，固定部分是否有松动，运转声音是否正常，X线管管套有否漏油，管套表面温度正常否等。若发现异常现象，应立即停机，通知维修工程人员采取措施进行必要处理之后方能再使用。

（4）操作要仔细、轻、稳，严禁野蛮操作使用。要象战士爱护武器一样爱护设备，使设备延长使用寿命。

二、X线检查设备的日常维护和定期检测

X线检查设备的日常维护和定期检测是针对维修工程人员而言的。维修工程人员做好日常维护和定期检测工作，就能使设备在最佳状态下运行，充分发挥其应有效能，为放射科各项X线检查提供可靠保障。

（一）日常维护

维修工程人员每天应巡视每套设备，有利及时发现和解决问题。掌握每套设备的工作状态，做到心中有数。日常维护应做到以下几点：

（1）监督和指导使用人员正确操作设备，督促使用人员搞好设备清洁卫生。

（2）在巡视过程中，应仔细检查控制台面各仪表指示是否正常，各开关旋钮、按键状态如何，有异常现象及时修理。对旋钮和各机件固定螺钉镙栓经常紧固，特别是经常活动部位的螺钉或螺栓必须每天检查，不得有误。

（3）对经常活动部位和钢丝绳表面应经常上滑润剂，保持其灵活度。

（4）检查各接地导线是否接触良好，以保证工作人员、患者和设备的安全。

（5）检查高压电缆排列是否正常，不能过度弯曲、受潮和受热。表面不能有大面积损伤，特别是金丝网切忌不能断裂，两端接地应良好。高压电缆在高压发生器和X线管套侧的紧固端盖必须牢固压紧。

（6）检测供电电源的质量是否符合设备要求（如电压波动、电源频率、电源内阻）。若经常出现电源质量问题，则应采取措施，降低X线发生器条件使用，并建议有关部门改善供电电源的质量，以保证X线发生器的使用寿命和性能。

（7）若出现由于X线发生器引起X线摄影或透视图像质量不稳定的现象，应停机进行认真分析，找出原因所在，采取必要的措施修理和调校，使它达到最佳工作状态后再投入使用。

（二）定期检测

1. **机械部分的定期检查**

（1）活动和转动部分的检修：1个季度或半年检查一次轴承、滑轮、导轨和转动装置（齿轮、齿条、变速箱等），必要时进行调整或更换部件。对它们进行清洁和加滑润剂。使之活动自如，转动平稳，机械噪音小。

（2）紧固件的检修：1个季度或半年检查一次。检查各紧固件有否错位、松动。特别是各紧固螺钉或螺栓尤其重要。若有错位或松动，应进行仔细调校，重新紧固。

（3）钢丝绳的检查：1个月或1个季度检查一次。发现断股或严重折痕应更换。清除钢丝绳表面污垢，上滑润剂，检查调整其松紧度。

2. **电气部分的检测**

（1）各连接电缆或导线的检查，一般半年或1年进行1次。主要检查电缆引线或导线绝缘层是否老化、损伤，若绝缘层老化应更换，绝缘层损伤可采绝缘措施处理。

（2）紧固各连接导线固定螺钉，1个季度1次。

（3）检查继电器或接触器的触点接触情况，必要时清洁或调整触点，使它们接触良好，一般每年1次。

（4）清洁各元器件表面灰尘，1个季度或半年1次。

（5）各控制单元和直流电源电压的检测。各点电压或电位应符合说明书中或试验报告给定的值，每次测量应记录存档，以便今后比较，一般1个季度或半年进行1次。

（6）各限位开关的检查。应检查开关位置是否准确，有否松动。一般1个季度或半年进行1次。

（7）性能测试。对X线发生器应测试的参量主要有：X线管管电压、管电流、曝光时间和X线剂量；对X线影像增强电视系统应测试的参量为：自动剂量控制的稳定性、图像的分辨率；还有其它附属装置的性能测试，它们测试和调校方法均在前面有关节中叙述过了。X线发生器和它配套使用的附属装置的性能测试调校一般应1个季度或半年进行1次。

三、X线检查设备的质量控制

X线诊断基础依赖于X线图像的判断，而这种判断只有在X线图像质量具有最佳内涵的条件下才是成功的。为使X线图像质量在最佳，除了其它因素外，对形成X线图像的X线检查设备，在使用期间处于最佳质量运转状态是非常重要的，故对X线检查设备施行质量控制也是必要的。

X线检查设备质量控制的标准和具体实施方法，我国现还没有做出统一的标准和实施规范，可参考有关资料。

第五章　X 线检查设备的故障及检修方法

由于 X 线检查设备是一种精密贵重的医疗设备，种类繁多，结构千差万别，如何检查修理它们，不可能完全一致，故本节只能大致地介绍 X 线检查设备故障的一般分类、故障产生原因、故障的一般特征、故障的一般检修方法和注意事项，供读者参考。

一、X 线检查设备故障的一般分类

X 线检查设备一般由机械部件、电器部件、真空器件或光学器件等组成，故其故障也可分为四大类。

（一）机械部件故障

1. 机械活动部件失灵或卡死　这是一种常见故障，多因机件受潮而生锈或滑润不好，或杂物侵入后未及时清除而造成的。轻者摩擦力增大，活动受限。重者锈死或卡死，致使机械或机件不能活动，甚致损坏。

2. 机械件精度改变　这是由于在长期使用中机械部件磨损所致。机件磨损后，使其稳定度降低，在机械运动过程中出现晃摆现象。这些多发生在经常活动的部件，如 X 线管保持装置、诊视检查床及点片系统。

3. 机件变形、断裂、破碎　这种故障多为操作不当，如碰撞、挤压等，或因调整不好使某些机件受力不均等引起。

4. 机件连接固定件松动或脱落　如铆钉、螺钉、螺栓、螺母在长期使用中机件受力且活动中产生松动或脱落。

（二）电路或电器部件故障

1. 断路　断路不仅指电路中的电流被完全切断，如断线，而且包括因接触不良、元件变质等所引起的电路不“畅通”现象，使电路中的电流值远低于正常值。使所控制的电路不能正常工作或完全停止工作。

2. 短路　这种故障是指由于导线绝缘破坏或绝缘强度降低而击穿；不应连接的导线或元件之间发生碰接；某些电子元件变质漏电或击穿；金属导电物侵入或灰尘过多受潮导致电路中电流值远大于正常值。这种故障危害极大，它不仅会使局部电路工作不正常，而且还将导致元件烧毁，使整机停止工作。

3. 元件老化损坏　在长期使用过程中，由于元件质量和自然寿命的原因，会发生老化损坏。这种故障发生后可能引起断路或短路现象，但多数是引起电路的参数发生不同程度的改变，使电路产生异常。

（三）真空器件故障

1. 真空度下降　真空度下降有质量问题和使用时间长引起。真空度轻度下降，经一定方法处理可继续使用。中度和严重真空度下降，一般不能再使用。

2. 玻璃管壁裂纹或破裂　这种故障多为使用不当，操作用力过大或撞击。也可由制造质量问题引起，或管内某部件脱落，如 X 线管阳极靶盘脱落等。真空管固定不牢活动时损坏管壁，或由于真空度下降，工作电流增加过大，致使管壁裂纹或破裂。

3. 极间短路或电极断路　短路或断路故障可由制造质量不好或使用调整不当、老化等引起。这种故障不能恢复。

（四）光学部件故障

光学部件一般用在 X 线影像增强电视系统中和 X 线射野限制器的准直器中，如光学镜头、光分配器反光镜、X 线射野限制器反光镜。光学部件一般很少出现故障。光学镜头可出现聚焦不良或损坏，反光镜出现故障不能修复。

二、故障产生的原因

（一）正常性损耗

X 线检查设备中的机械部件、电气元件、真空器件及光学系统都具有一定的使用寿命，在使用过程中，有些部件逐渐老化，使其性能降低，将会造成工作不稳定，甚至不能工作。如 X 线管在长期使用后，会产生阳极过热而蒸发生成金属附着在内管壁上，X 线输出量受到较大的影响，继而导致真空度下降，以致完全损坏；X 线管加热灯丝，在长期使用中，也会逐渐蒸发，灯丝变细，发射率变化，使用效果变差甚至引起灯丝断路。影像增强管、摄像管、显像管等真空器件，在使用一定时间后，都会产生程度不同的老化，其效率或效果逐渐低下，可能会导致完全不能使用。其它机械机件和电气部件都会逐步老化，甚至完全失去功效。正常性损耗与设备所处环境，使用和维护条件有着直接的影响。若所处环境条件良好，使用得当，使用频度不十分高，维修得好，则各部分寿命会延长，反之则使用寿命就会变短。

（二）使用不恰当

若不遵守设备操作规程或操作不细心，将会造成某些部件过早损坏，甚至造成严重后果，造成无法挽回的损失。如野蛮操作，会引起机械部件撞坏，真空器件撞破或碎，其损坏是无法修复的。若 X 线发生器在连续使用大容量长时间曝光，将会

导致超负荷而损坏，尤其 X 线管和高压系统。所以正确地操作使用是十分重要的。

（三）保养和维修不及时

对设备若不作日常保养和定期维修，是设备出现故障的重要因素之一。如机件连接出现松动，得不到及时调整紧固，继续发展下去就会导致机件损坏或变形，轻者机械精度变差活动受限，重者不能工作；电器元件或电路长期得不到清洁，灰尘过多，受潮或通风不好，将会导致电子元件或电器件损坏；X 线发生器主要参量没有定期检测和调校，某参量超出允许范围，特别 KVp、mA、s 大出最大允许额定值，将会引起 X 线管、高压发生器等严重损坏；其它应定期维修或检查的项目，哪一个环节不做好，都会使设备产生相应的不应有的故障。

（四）参量调整不当

参量调整不当不仅影响设备整体性能和图像质量，而且更重要的是有可能损坏机件或电气元件，产生严重后果。如前述 X 线发生器的三参量调整不当产生的后果。若供给电子元件或电路的电源调整超过允许偏差范围，会导致电子元件烧毁；若控制电路中工作点电位调整不好，可使电路不能正常工作，也可使电路中某些元件损坏等。

（五）质量问题

某些机件常因制造工艺粗糙，精度差或选材不好，造成在使用中损坏，有些电气元件由于本身质量不好，特别电性能差，在使用中参数改变或损坏。还有电路的连接件质量欠佳，常出现接触不良或接不上，甚至出现短路。电路板焊接不好，或表面处理欠妥，可引起电路不能正常工作或损坏电子元件。真空器件使用不久出现真空度下降，电极短路或断路、管壁破裂等现象属质量不好所致。

（六）供电电源质量

X 线检查设备对供电电源质量要求非常严格，特别是 X 线发生器，不同类型的 X 线发生器要求不一样。一般要求供电电源电压波动范围在 ±10%，频率 ±0.5Hz，电源内阻 ±10%。若供电电源质量差，可出现 X 线图像质量不稳定现象，严重者可损坏元器件。所以 X 线检查设备要求有专用变压器，理想的变压器带自动调压或在变压器加稳压器，导线截面应足够大。

（七）供电电源相序

有些 X 线检查设备对供电电源相序要求严格。如匈牙利 750mAX 线发生器的 KVp 控制为编码继电器式的，当相序不对时，KVp 控制编码继电器工作不准确；有些设备中有自动相序检测系统，当相序不正确，部分或整个系统不能正常工作。特别是由三相电动机带动运转的活动装置，如诊视床等，当相序不对时，出现与设定方向相反方向运转，若不注意将会造成严重事故。这种现象一般是在电源检修或换相后出现。应引起使用和维修工程人员的重视。

（八）设备所处环境

X 线检查设备所处环境优劣程度，也是引起其故障多少、大小的主要原因之一。一些自动化程度较高的 X 线检查设备，由于有计算机和大量的电子元器件，对机房自然环境安装调试状态要求极严，还要要求有非常好的供电电源，否则会影响设备性能，损坏元器件等。所以 X 线检查设备的机房应有良好的空调、高质量的供电电源，应精心地安装调试方能减少故障发生。

三、故障的特征

在检修 X 线检查设备时，分析其故障发生的特征或表现形式，有助于判断和查找故障所在。

（一）突发性和持续性

有些故障是突然出现的，故障现象持续不变。如高压部分绝缘材料击穿时，电流突然增加，故障现象持续，X 线管真空度下降也可产生这种现象。电路中某个元器件击穿短路或断路、各种原因使某一部分或某一部件突然损坏匀可有该特征。

（二）偶然性和时有时无的特征

有些故障现象的产生是偶然性的，且没有什么规律性，时有时无，这是我们常说的软故障。这类故障多为插接件、开关或继电器接触不良，电路板某元件虚焊或某元件受环境因素影响电性能有时发生变化，某参量改变，致使某电路工作不正常。此类故障一般不易查找，必须仔细分析、认真查找方能排除。

（三）渐变性

某些故障现象是逐步发展，开始表现轻微渐进加重，以致不能工作。如真空器件的真空度下降，可能刚开始是轻微的，随时间增加，真空度明显下降，甚至完全失去功能。有些电子元件由于质量或长期使用老化，电性能逐渐变差，最终可能会完全损坏。这类故障借助测量仪表检测有关参量变化或质量鉴测是比较容易找出故障所在的。

（四）规律性

有些故障现象的产生具有一定的规律性，只有在某一条件下才出现或阶段重复出现同样故障现象。如 X 线发生器当在低 KVp 下工作正常，但升高 KVp 到某一值时，X 线管、高压电缆插头与 X 线管或高压发生器电缆插头与 X 线管或高压发生器插座之间或高压变压器油箱内有放电现象，说明 X 线管或高压变压器油箱内的绝缘油耐压不够或其中某变压器绝缘不好所致，若是高压电缆插头与插座老化或充填不好有气体，这类故障排除容易。

四、一般维修方法和注意事项

医用电子仪器一般维护方法完全适合于 X 线检查设备的维修。这里简述检修 X 线检查设备主要注意事项。

（1）在进行故障检修之前，应先详细了解故障发生时设备所处工作状态和故障现象。根据故障现象的特征，结合设备说明书或电路图，进行认真分析，先判断或确定故障大致范围，有计划地检测查找，切忌盲目着手检修。

（2）在进行 X 线发生器检查测量或功能试验时，应将高压初级导线取下，并将高压发生器高压初级接线柱短接，以防发生电击事故。高压电路的测量检查必须用专用的高压测试仪器，这也包括测量影像增强器和监示器高压电路，否则将会损坏测量仪器或电路中的元件，还有可能发生高压电击的危险，应引起维修工程人员的高度注意。

（3）在检测高压发生器时，检测前应高压放电，即高压次级端（整流器）用一绝缘导线对地放电。取下高压电缆测量时，高压电缆也应对地放电，否则会发生电击事故。

（4）在检修中应注意 X 线辐射防护。若要直接在有 X 线产生情况下测试或观察，应采取必要的防护措施。如铅屏风、铅衣、铅手套或铅眼镜，尽量减少不必要的辐射，以免影响身体健康。

（5）若 X 线管损坏在更换时，应先弄清代换管是否与原管同型号，不同型号更换能否与原 X 线发生器匹配，如阳极旋转速度、容量、灯丝尺寸等应与原管对照，应做哪些参量改动，一定要在有把握的情况下才能更换。更换后在通电调试 X 线管工作参量时，应先将灯丝加热电压放在最低位，在低 mA 下透视按 X 线管老化训练方法老化 X 线管；老化完成间隔一定时间再调试摄影用各档 mA，X 线管安装调试及安装前的检查方法请参考有关详细资料，否则将会导致 X 线管损坏，造成不可挽回的损失。

第六章　X 线发生器低压系统

X 线发生器的故障率在低压系统比较高，大约占 80%左右。由于各类 X 线发生器的结构形式、生产年代、电路繁简程度差别甚大，故检修难易程度也不同。在检修时应根据不同类型的 X 线发生器实际情况，采取相应的检修措施，排除故障，使其恢复正常运转。

一、主电源控制系统故障检修

主电源控制系统系指从外供电源总开关至 X 线发生器的自耦变压器（工频）初级端或系统供电变压器初级端和逆变器直流变换器（中高频）。主电源进入的通断控制各类 X 线发生器差别不十分大，但电源电压调节和交直变换器控制方式各不相同。这个系统的故障检修比较容易，只需简单仪表就能判断和确定故障所在。

（一）开关直接接通、切断主电源，电源电压调节抽头式手动选择的电源控制故障检修

这种控制主电源方式只在一些小型（50mA 以下）或较旧式的 X 线发生器中应用。电源的通断用双掷开关或电源选择器控制，电源电压调节用波段开关实现。它的故障主要有：

1. 电源回路断路

（1）故障现象；电源开关或电源电压调节器置在电源通位后，电源指示灯不亮，电源电压表无指示，机内无任何反应。

（2）故障分析：该故障有以下几种可能：①主电源保险熔断；②主电源供电闸刀和前级电源不正常；③闸刀至 X 线发生器电源导线两端接线柱螺钉松动或导线连接端脱开了；④开关或电源电压调节器接触不良或损坏；⑤自耦变压器不正常。

（3）故障排除：以流程图表示，如图 6 – 1 所示。

2. 电源回路短路

（1）故障现象：电源开关一拨至电源通位时，电源保险就溶断。

（2）故障分析：这种故障除了电源回路短路引起外，其它后级任何部分的短路均可产生同样的现象，一般有以下几种可能：①保险后级与火线相连的导线脱开触击金属部分，对地短路；②电源电压调节器的调节触片间短路或与触片连接的引线脱焊或固定螺钉脱落、引线触击金属外壳或与其它引线相撞形成短路；③自耦变压

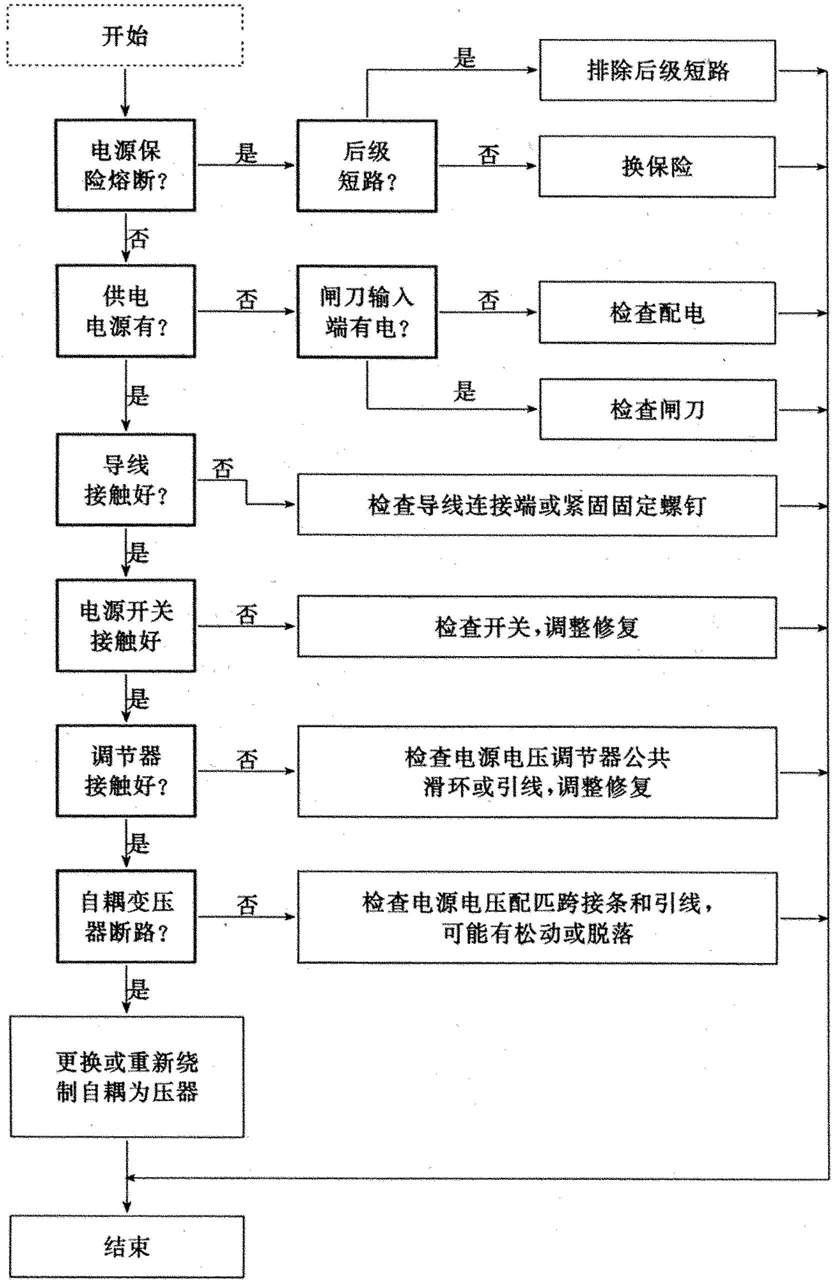


图 6－1　电源回路断路故障排除流程图

器线圈短路；④自耦变压器后级短路。

（3）故障排除：流程图如图 6－2 所示。

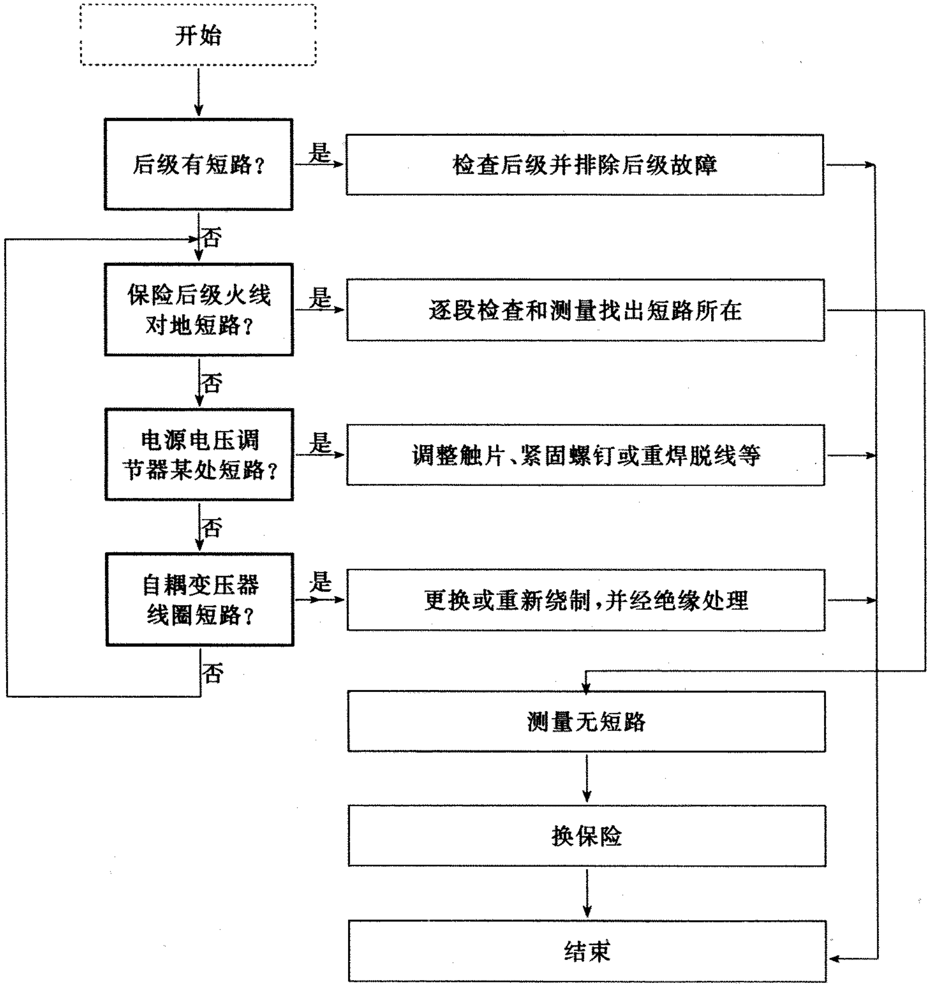


图 6－2　电源短路故障排除流程图

（二）接触器控制电源通断电源电压滑轮式调节的电源回路故障检修

这种类型的电源电路用在中、大型工频 X 线发生器（200～500mA）。电源的通断由电源接触器控制，接触器由电源通断按钮或键控制。电源电压的调节由一套机械和拉绳传动系统带动滑动碳轮在自耦变压器上连续滑动实现的。国产 200、300、400、500mAX 线发生器均属这种形式，电路结构差别不大，大多只是电路中符号不同而已，故在这里笔者以 XG—200X 线发生器的电源电路为例，简述其故障检修。电路原理图如图 6－3 所示。

1. XG－200 电源接触器控制回路故障检修　故障检修如表 6－1 所示。

2. XG－200 主电源电路故障检修　故障检修如表 6－2 所示。

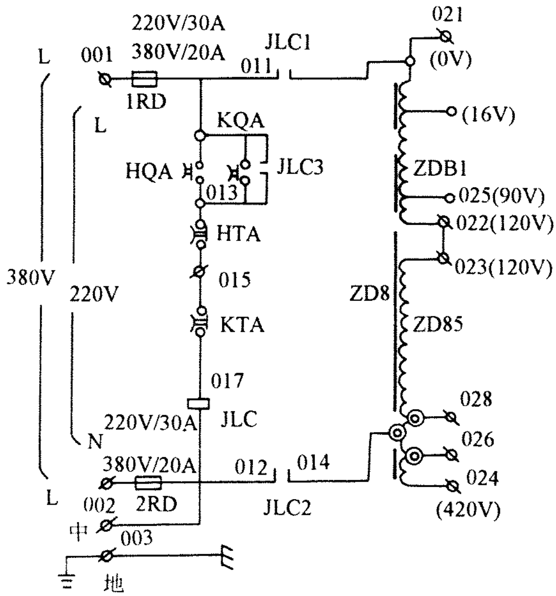


图 6-3　XG-200 电源电路原理图

表 6-1　　　XG-200 电源接触器控制电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
按下电源接通按钮，HQA 或 KQA 后，JLC 电源接触器不工作	无外电源供给；电源导线两端接线端松动或脱落；1RD 断路；011 至 HQA 与 KQA 之间的导线松动或脱开；013 至接触器线圈 017 之间导线松动或脱开；HTA 或 KTA 电源切断按钮触点接触不良或损坏；HQA 和 KQA 接通按钮接触不良或损坏；JLC 线圈的导线断路	用万用表的交流电压档和欧姆档就能检测判断其所有故障所在。先测 001 与 003 之间有无电源、总闸刀是否有电压，有电压闸刀上的电源导线端接触不良，紧固螺钉即可。若 001 与 003 之间电压正常，断开总电源闸刀，取下 1RD、2RD 的情况下用欧姆档逐段测量各可能出现故障的部分，即可立即排出
按下 HQA 或 KQA 后 JLC 吸合，HQA 或 KQA 松开 JLC 落下	JLC3 自封触点接触不良；触点脱落或断裂；与引线连接的螺钉松动；与 JLC3 点连接的 011 或 013 导线断路	将万用表放在欧姆档，在去掉 1ZD 和切断电源总闸的情况下，打开接触器绝缘保护罩，将该接触片向下压，检测是否通路若接触良好，则检测 011 与 013 与该触点连接的导线或连接螺钉即可检出故障所在
按下 HTA 或 KTA 后，JLC 不落下	JLC 磁化	将 JLC 的衔铁取下用砂纸或在较粗糙的地面上打磨衔铁接触面的表面；最好更换 JLC 较妥

表 6－2　　　　　　　　XG－200 主电源电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
按下控制台上电源接通按钮 KQA，JLC 工作，电源指示灯不亮，电源电压表无指示	2RD 保险熔断；JLC 或 JLC_2 接触不良螺钉松动；014 与碳轮之间引线接触不良；电源电压调节碳轮与表面线圈接触不良；碳轮损坏；电源电压适合改接联线松动或脱开；自耦变压器线圈断路	先测量 2RD 通路否？它不通路更换，若通路，测量 021 与 014 之间是否有电压存在？若有电压，在切断电源总闸刀和取下 1RD 和 2RD 条件下，进一步检测 014 至碳轮本身和它与自耦变压器表面接触，023 与 022 或 025 之间的跨线接触，自耦变压器的线圈是否断路，经逐段检测不难找出其故障所在，根据故障部位和情况做适当处理可恢复；若无电压，则检测 JLC_1 和 JLC_2 触点引线接触
JLC－工作 1RD 或 2RD 就熔断	014 或 021 导线连接端脱开与金属外壳相撞；自耦变压器线圈对地或其之间短路；碳轮与自耦变压器表面接触不良打火；自耦变压器后级某处对地短路	这种故障不能再通电试验，以免引起主电源回路中元部件损坏。先取下自耦变压器后级各供电保险。借助万用表，用断开法逐段检测 014 与 021 之间各有关部分。若是导线对地短路重新处理即可；接触不良只需清洁和调整；自耦变压器短路必须更换或重新绕制

（三）接触器控制电源通断、电源电压自动调节式电源电路故障检修

这种形式的电源电路多用在大型或自动化程度较高的工频 X 线发生器中。接触器控制电路与主电源电路与 2 中相差不大，主要区别是电源电压调节是自动实现的，控制电路相对复杂一些，各厂家差别较大。这里笔者以岛津 HD150B 和西门子 T.O1000X 线发生器的电源电路为例简述其故障检修。

1.HD150BX 线发生器电源电路故障检修　该电源电路由四部分组成：自耦变压器供电电路（主电源供电）、电源接触器控制电路、电源电压自动调节电路、稳压电路。电路原理图参见该机的电源电路原理图。

（1）自耦变压器供电路故障检修：见表 6－3 所示。

（2）电源接触器控制电路故障检修；电源接触器控制电路检修相对比较容易，请参照表 3－9 结合 HD150B 电源接触器控制电路实际不难检修，故这里不再叙述了。

（3）电源电压自动调节系统故障检修：电源电压自动调节系统也路原理图及工作原理请参阅 HD150B 功能说明书或有关资料。故障检修如表 6－4 所述。

表 6－3　　　　　HD150B 自耦变压器供电电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
按下控制台电源接通键，电源接触器工作，各指示灯不亮，各仪表无显示	电源接触器触点接触不良；连接电源导线的螺钉脱落或松动；串在 U、V 相中的稳压器初级线圈断路或进出该线圈的导线连接固定螺钉松动；U、V、W 导线与碳轮连接处松动或脱落；碳轮与自耦变压器线圈表面接触不良或碳轮损坏；自耦变压器线圈断路；自耦变压器中心引线松动或脱落；中心平衡电阻断路	先在自耦变压器侧用万用表测量 U、V、W 之间有无电压存在。若无电压存在，故障在前级，而后在接触器上测量三相之间的电压，无电压检测接触器的触点与导线连接的固定螺钉情况，采取相应的措施予以修复；有电压，则测量稳压器初级进出端的电压情况，确定故障所在，若 U、V、W 之间有电压存在，将表笔放在 U、V、W 三碳之间测量电压，无电压检测碳轮与 U、V、W 之间导线连接；有电压检测碳轮与自耦变压器线圈表面接触和线圈情况，从而逐一排除故障
当控制台上电源接通开关一接通，内部总开关就自动跳开	此故障非常少见，可能有以下几种原因： 主回路中任一导线脱开对金属外壳与地短路；自耦变压器线圈短路；稳压器和其它供电源短路等	首先不能再通电试验，以免引起不必要的损坏。而后确定故障在主回路还是在外电路引起，故先把有关外电路与主回路断开。再借助万用表逐段检测主回路故障所在，导线脱落重新接好。若自耦变压器线圈短路，则只能更换或重新制

（4）稳压电路故障检修：稳压器由电流互感器和控制变压器组成。它出现故障是很少见的，就是出现不稳压一般也表现不出来。一般可能出现不稳压和输出电压异常（过低或 0）。若稳压不起作用，在电源电压变化比较大的条件下，会产生 mA 或透视 KV 不稳定现象；若输出电压异常，所有工作电压也异常，X 线发生器不能正常工作。出现上述故障，主要检测互感器次级线圈和 BOR 电位器；DSA1 和 DSA2，控制变压器本身。

表 6－4　　　　HD150 点阵字库源电压自动调节系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
电源电压调节偏高，自耦变压器 U、V、W 输出电压高出设定值	由于无电压表指示一般不易发现，只有在季度检修或其它原因检测电压标准值时可能发现。可能故障有：L_1、L_2、L_3，三相中某一相缺相；D_{4-01} 至 D_{4-06} 三相整流桥某一整流管断路；R_{8-01} 或 R_{8-14} 阻值改变；LSV 基准电压偏高	测量 LSV 基准电压是否是 －10V，若 LSV 高，调 R_{8-01} 使 LPV 与 LSV 一致若 LSV 值正常测量 LPV 反馈值，该值低，用 R_{8-01} 调 LPV 值与 LSV 一样。若 C_{4-01} 电容器两端电压值偏低，选测 L_1、L_2、L_{13} 之间电压正常否，电压不正常，检测 L_1、L_2、L_3 采样回路；电压正常，检测 D_{4-01} 至 D_{4-06} 整流二极管，有损坏，更换即可

故障现象	故障分析	故障排除
电源压失调即电源电压变化时 L-DM 电机没反应（在任何状态下）	±15V 电源没有；M_{1-02}。放大器损坏（6 输出为零）；R_{10-2} 短路；R_{11-02} 断路；C_{4-02} 击穿短路；D_{1-03}、D_{1-04}、Q_{1-02}、Q_{2-02}、D_{2-03}、D_{2-04} 断路；K-RM 触点打火焊在一起短路；L-DM 公共端脱开或 L-DM 损坏	先测量 ±15V 电源，若该电源正常，测 C_{4-02} 两端有否电压存在。若有电压存在，测量 K-LL、K-LU 断电器工作情况，不正常检测 Q_{1-02}、Q_{2-02}、D_{1-03}、D_{1-04}；正常，检测 LU_1、LL_1 电压确定可控硅工作状态，在 L-DM 端测 LU_1、LL_1 电压确定电机好坏，若 C_{4-02} 两端无电压存在，检测前级各有关元件或触点（R-RM）工作情况，确定故障所在
电源电压调节偏低，自耦变压器 U、V、W 输出电压低于设定值	LSV 基准电压绝对值低于 10V，LPV 反馈值高	调 R_{8-01} 使 PV 与 LSV 一样
电源电压调节碳轮调至最低端，LL 限位开关动作，K1AT 工作，各种功能不起作用，控制台 Over 指示灯亮	电源电压过高超过允许范围；LSV 过低或断路；放大器损坏；Q_{2-02} 击穿 03 可控硅击穿；C_{5-02} 击穿	先测量 LPV 电位是否超过 -10V，若超过，则属电源电压过高，应立即关机，待电源电压正常再开机；若 LPV 绝对值低于 10V，测量 LSV 是否是 -10V，若是 -10V，测 M_{1-02} 输出是否是负值，若不是，则 M_{1-02} 损坏，更换；LSV 绝对电压值低于 10V，调整 R_{8-01}，使 LPV 降低；前级工作正常，检测后级 Q_{2-02} 和 D_{2-03}，逐步找出故障所在
电源电压调节碳轮调最高端 Lu 限位开关动作，K1-AT 工作，控制台 OVER 指示灯亮	电源电压过低；D_{4-01} 至 D_{4-06}，整流桥某一二极管断路；L_1、L_2、L_3 某一相缺相；C_{8-01} 漏电或短路；R_{8-01} 断路；C_{5-01} 短路；M_{1-02} 损坏；Q_{1-02} 击穿；D_{2-04} 击穿	先测量 LPV 电位是否是一 IOV。若绝对值低于 10V，检测电源电压是不是过低，L_1、L_2、L_3 之间有电压存在，两者均正常，重点检测整流器、C_{8-01}、R_{8-01}、C_{5-01}；若 LPV 正常，检测 M_{1-02} 输出和后级的 Q_{1-02}、D_{2-04}，若其中有一项损坏必须更换方可恢复正常

2. Trodoros Optimatic1000 电源电路故障检修　它的电源电路由 3 部分组成：自耦变压器供电电路、电源接触器控制电路、电源电压自动调节控制电路。其工作原理和电路图请参考 T.O1 000 说明书及电源电路图。

（1）自耦变压器供电电路故障检修：它的故障现象、故障分析和故障排除方法基本和 HD150B 自耦变压器供电电路故障检修大体一致，故请参考表 6-3 结合具体实际予以检修。

(2) 电源接触器控制电路故障检修：可参考表 3-9 结合本控制电路能很容易地检修。

(3) 电源电压自动调节控制电路故璋检修：电路工作过程请参考 T.O1000 的功能说明书，故障检修如表 6-5。

表 6-5　　T.O1000 电源电压自动调节，控制电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
电源电压调节偏高超出 +3%	此故障一般不能直接反应出来，而是其它电路由于电源电压高引起不正常或损坏时，方引起注意，可能产生故障的有：Uref 由于 R_3、R_4 阻值发生变化而增加；R_1、R_2 阻值发生变化 Uact 值减少	只要重新调整 R，改变 Uref 电位就可恢复正常状态但要经常监测电源电压情况，若继续出现同样故障应更换有关电阻或电位器
电源电压调节偏低，超出 -3%	R_3、R_4、R_6 阻值发生变化 Uact 值减少；R_1 R_2 阻值发生变化 Uact 增加	同上
电源电压调节不工作	这种故障一般也不能直接反应出来，而是 mA、KVp 等输出不稳定，透视或照片反应或在检测 mA、KVp 时发现。一般可能有以下几种原因造成：il 损坏；V5 击穿；R_9、V_7、V_{17}、V_{16}、V_{18}、V_{22}、V_{23}、V_{12}、V_{13}、V_{14}、V_{15} 断路；24V 交流无等	先测 UA，UA 不正常检测 i1、R_9；UA 正常检测后级有关元件测量 V_{16}、V_{18} 或 r_{10} 和 r_{13} 的电位，若 r_{10} 有负电位 -15V 而 r_{13} 有正电位 +15V，则 V_5 击穿应更换；若它们电位正常，检测 V_{16}、V_{18}、V_{22}、V_{23}、V_{12}、V_{13}、V_{14}、V_{15} 是否有断路；检测交流 24V 电源
S_{65}、S_{66}，某一限制开关工作，nm 电机不再转动	此故障在电源电压条件非常差时可能出现电路引起的可能有：il 损坏；V_{22}、V_{23} 或 V_{12}，V_{15} 击穿。Urdf 或 Uact 丢失	先检测电源电压，若电源引起，应关机，待电源正常开机自然自动恢复正常。若 UA 始终是正或是负，则应检测 i1 和 uref、uact；若 Ua 正常，检测 V_{22}、V_{23} V_{12}、V_{15}。

(四) 接触器控制电源通断、有交直变换器的电源电路故障检修

这种方式的电源电路用在中高频 X 线发生器中，由于不需电源电压调节，故没有自耦变压器。但高频逆变器需供直流电源，所以要交直变换器和平滑器。这里以岛津 UD150L 和西门子 POLYPHOS30X 线发生器为例简述其故障检修。

1. UDl50L 电源电路故障检修

(1) 电源接触器电路故障检修：它的电路比 ED150L 和 HD150B 要复杂，电路原

理图可参考原机电原理图，故障检修如表6－6。

表6－6　　UD150电源接触器控制电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
按下控制台上LINE ON键后，MG-L电源接触器不工作，LINE ON指示灯不亮，控制台无任何显示	F-T2.O，F-T2.2，F-10LA、F-100LB保险任一个熔断；LINE ON键接触不良；EMC-90J_{91}、J_{97}、J_{100}插接件松动EMC-90D_{13}损坏；M_4失效；Q_2失效；Q_1击穿；D_{11}击穿；其它阻容元件损坏；MG-L线圈断路	先观控制台上LINE OFF灯是否亮，若亮则可断定，各保险和D_{13}正常，则主要检测LINE ON键和各插接件有关引线，M_4、Q_1、Q_2工作状态，检测F-100LB和MG-L线圈通路情况，即逐段测量电位就可找出故障所在。若LINE OFF灯不亮，重点检测各保险、插接件、D_{13}等即可
电源总闸一合上，X线发生器就自动上电工作	EMC-90Q_1击穿；D_{12}击穿；M_4的1、2之间击穿；MG-L接触器机械部分卡死，或触点打火焊在一起，LINE ON键触点短路	只要在关掉电源情况下，用表测量EMC-90Q_1、$D_{12}M_4$的1、2、LINE ON触点是否完全通路。或去掉F-10LA保险，合上总闸，观故障现象，若故障消失，则肯定为LINE ON触点短路。反之去掉F-100LB保险，若故障消失，M_4的1、2或D_{12}击穿，更换元件；M_4的1、2或D_{12}击穿，更换元件；故障存在，检测MG-L
按下LINE OFF键，不能关机	LINE OFF键接触不良；EMC-90J96A.4接触不良或脱开；Q_1断路；MG-L磁化	首先在EMC-90上测量Q_1基极电位（在LINE OFF按下），若有电位存在，则排除LINE OFF和J96A.4接触不良；再测Q_1集电极，若不为OVQ_1损坏，若OVOMG-L磁化

（2）主电源电路、交直变换和直流平滑电路故障检修：电路原理图参见UD150L主电源交直流平滑电路原理图，故障检修见表6－7。

2.POLYPHOS30电源电路故障检修　POLYPHOS3O电源电路由电源通断控制电路、交直转换即整流电路和平滑电路组成。

（1）电源通断控制电路故障检修：POLYPHOS30的电源通断控制电路的型式与POYPHOS系完全相同，和POLY130RS系列基本相同，所以故障检修只需以POLYPHOS30为例，POLYDOROS可参照检修，它的故障检修如表6－8所示。

（2）主供电交直转换和平滑电路的故障检修：这部分POLYPHOS与POLYDOROS系列差别较大，POLYDOROS系列复杂得多。限于篇幅，这里只简述POLYPHOS30该部分的故障检修，POLYHOS30主供电交直转换和平滑电路的故障检修如表6－9所示。

表 6－7　　UD150 主电源、交直转换和平滑电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
按下控制台 LINE ON 键时，MG-L 吸合，但 LINE ON 灯不亮，X 线发生器不工作	只有一种可能，就是 MG-L 的1、2或3、4触点接触不良或该触片紧固螺钉松动脱落	测量 MG-L 的1和3若无电压。关掉总电源，紧固或检查 MG-L 各触片螺钉；打磨清洁触点或调整动触片，手动试验接触应良好
LINE ON一按下，显示器出现 LINE、volt over 或 Charge volt Trouble，FAULT 灯亮	主电源电压过高超出10%；MG-RS 由于 K_1无限时与 NG-L 同时工作，电源接通时产生较大浪涌电流	首先测量输入的电源电压，若高出允许范围，应采取降压措施，正常后再开机；若电源电压正常，把输入转换器的 U、V、W 导线取下后，通电试验 K_1和 MG-RS 工作状态
直流输出电压过低，显示器显示 Charge Volt trouble，FAult 灯亮	三相电源缺一相；DU、DV、DW 整流某一个断路或击穿短路；MG-D 没吸合；C_1至 C_8某一个击穿或漏电	先去掉至平滑器的引线，在 RSU、RSV、RSW 至整流器端测量三相之间的电压，判断是否缺相；再测量各整流器之间的电压确定整流器断路或短路与否；若前两者正常，关掉总电源，待平滑器电放完后用表的欧姆和电容档分别测量电阻和电容判断其好坏；上述均无问题肯定是 MG-D 没工作，重点检测它即可排除故障

表 6－8　　POLYPItOS 30 的电源通断控制电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
控制台上电源接通键“S1”按下后，整机不工作，即控制台上各指示灯和参数指示仪无反应	主电源 U_1、U_2 保险接触不良或熔断；电源通断控制电路供电回路保险 U_4、U_5 和 F_1 接触不良或熔断：T_1 本身问题；V_3 损坏，C_{22}漏电或击穿；S_1 键接触不良；NS_1 线圈断路或 NSI 触点接触不良；NS 主触点接触不良；NS 线圈断路	先测量 U_4、U_5 输出端之间的电压，无电压存在，检测 U_1、U_2、U_4、U_5；反之把 D_{34}板延伸出来，测量 1、2 之间，3、7 之间的电压，1、2 之间有，3、7 之间无，检测 F_1，交流供电正常测量 C_2 两端电位，无电位，V_3 损坏，更换；有电位，按 S_1，观检 NS_1工作，不工作 S_1 接触不良或损坏；工作，测量 D_{34} 的 4、5 之间无电压，NS_1 接触问题；有电压，观 NS_2I 作否，不工作 NS 圈线断路，反之主触点接触不良
S_1 按下后一松开电源就自动切断	NS 的 13、14 白封触点接触不良或 D_{34}的 6、7 和 $NS_1$4 之间引线断开	检测 NS_2 的 13、14 触点和有关引线。
S_2 按下电源不切断	S_2 接触不良或与之连接的引线断路；NS_2 线圈断路	测量 NS_2 线圈两端，S_2 按下无电位存在，S_2 或引线问题；有电位存在，NS_2 线圈断路，必须更换

表 6－9　　POLYPHOS 30 主供电交直转换和平滑电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
控制台电源接通键按下后，V_1 电源通指示灯不亮，NS 工作正常（即按 S_1 和 S_2 时能听到 NS 吸合声）控制台上其它指示仪表无反应	此故障多为 NS 接触器的主触点接触不良；U_3 保险松动或熔断	先测量 U_3 输出端与 U_1 或 U_2 之间两相的电压，无电压，U_3 松或熔断；反之 NS 主触点不正常，只要测量 NS 主触点标号为 L_1、L_2、L_3 之间有无电压就可判定立即熔断。
电源一接通 U_1、U_2、U_3 全部或某两个	V_5、V_6、V_7 某一整流器击穿；D_{125} 板上 C_1、C_2、C_3 保护电容某一个击穿短路；平滑滤波电容 C_1 和 C_2 击穿短路	先取下 D_{125} 电路板逐一测量 V_5、V_6、V_7、C_1、C_2、C_3 很快就找到故障所在，这些元件损坏只能更换。
整流器输出直流电压降低；控制台出现故障信息	V_5、V_6、V_7 中某一个断路；NS 上 L_1 L_2、L_3 至 V_5、V_6、V_7 整流器靠 V_5、V_6、V_7 端导线端紧固螺针松动或脱落，后级的某元件漏电或短路	将 W1K_7 插接件取下测量整流器测输出电压若电压正常检测后级，若电压不正常，检测 V_5、V_6、V_7 输入端电压，三相之间有电压存在，则肯定 V_5、V_6、V_7 某一个断路，断开主电源，直接检测 V_5、V_6、V_7

二、自耦变压器故障检修

在工频 X 线发生器中，自耦变压器为各电路及其元件提供所需的电压源。

（一）线圈短路故障检修

故障检修如表 6－10 所示。

表 6－10　　自耦变压器线圈短路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
电源保险在开机后立即熔断	线圈匝间、层间或局部绝缘层破坏(老化或撞击)、层间或局部短路；金属导电物浸入；滑动碳轮调压式自耦变压器表面灰尘，杂物附于当受潮时造成匝间短路；碳轮严重变形与线圈表面接触超过两匝以上而引起匝间短路	若为金属导电物浸入，只需仔细检查清除碳轮调压式自耦变压器表面灰尘或杂物应及时清除，若因受潮造成线圈短路，则应对其进行烘干处理；若是碳轮变形则重新更换调整；是匝间，层间或局部线圈短路只有更换或重绕制

故障现象	故障分析	故障排除
交流振动声增大	线圈匝间或层间短路；其它同上	在自耦变压器初级端串接电流表，空载电流偏大
输出电压发生改变	同上	同上
控制台上有带电现象	线圈与铁芯或线圈某一引线与机壳相触；线圈受潮造成漏电	在取下自耦变压器连接的保险或有关引线；用表测量或仔细检查。若为外边的线圈对铁芯短路，可加绝缘纸或涂绝缘漆进行处理；引线触机壳重新紧固或调整位置，线圈受潮应进行烘干处理或改善环境

（二）线圈断路故障检修

自耦变压器断路故障非常少见。该故障出现时现象为：电源接通后，控制器无任何反应。这种故障多为制造质量问题，如线圈有焊接的地方，焊接脱焊。也有可能线圈短路时产生大电流而线圈造成断路。线圈断路只有重新绕制或更换。

三、供给各系统主要工作电源故障检修

在 X 线发生器中有许多电气元件，这些元件的工作需要提供与之相适应的工作电源，有交流和直流两种电源。在工频 X 线发生器中，不同工作交流电压多直接由自耦变压器提供，有些需用不同的变压器提供，直流电源一般由变压器提供多组所需交流电压，经整流和平滑滤波，再稳压输出。中高频 X 线发生器的电源均由多个变压器提供不同电压源。直流电源不论工频或中高频 X 线发生器除特殊需要电压值外，目前常用的电压值有 ±5V、 ±12、 ±15 和 ±24V 等，稳压均用专用集成电路实现。要求工作电流较大（如 2～10A）的直流电源稳压调制一般用大功率三极管。而对哪些要求工作电流大，精度高的直流电源，则必须用专用的稳压电源。

这部分的故障率相对比较高，大致要占总故障的 40% 左右。但故障现象直观，比较容易找到，普通电源修理也比较简单。下面介绍几种常用电源故障的检修。

（一）供接触器、继电器工作电源的故障检修

供给接触器、继电器工作电源电压一般有 100V、110V（日本、美国）、220V。工频 X 线发生器直接由自耦变压器提供，中高线发生器由变压器提供。

该电源可能出现的故障有：保险熔断、接触不良。保险熔断一般可能是接触器或继电器线圈漏电或短路、引线脱开对地短路，电源质量不好，使用时间长自然熔

断等原因引起；接触不良一般是长期使用未有定期维护而造成。借助万用表能很快找则故障所在。若保险熔断，则应排除无短路后方能更换保险。接触不良找出部位做相应处理即可。

（二）ED 和 HD150 系列 X 线发生器直流电源故障检修

岛津 ED 和 HD 系列 X 线发生器直流电源为 +12V、±15V 三种，典型电路原理图参见 ED 系列 X 线发生器直流电源原理图。

这种直流电源结构简单，整流稳压每种电压只需一块集成电路。常见故障有：

1. **标称值电压变低** 此故障多由所供电路中某元件变质或性能低下，使工作电流增加，造成工作电压下降；稳压输出滤波电容漏电或集成电路本身变质引起。该故障只需把输出端保险取下，检测输出电压，若正常，检测有关供电单元；不正常，检测滤波电容和稳压器可用替代法很快判断出故障所在。

2. **无电压输出** 当某一电压无输出时，所有控制电路工作不正常或保护电路工作，仪表指示不正常。这种故障可由所供给电源的单元某元件击穿短路引起该电路保险熔断或某元件损坏、稳压电路中某电容击穿短路或稳压电路损坏造成输入端保险熔断等原因引起。检测方法同上。

（三）西门子 X 线发生器直流电源故障检修

西门子 X 线发生器直流电源一般有 ±5V、±15V、±24 等，1A 以下的电源用 78 或 79 系列集成稳压器稳压，但用得较多的是用 723 集成稳压器和三极管稳压，各种电源电路结构完全一样，只是跨接不同而已。故障检修如表 6–11 所示。

表 6–11　西门子 X 线发生器典型直流电源电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
输出端电压值偏低	所需供电单元中元件变质或漏电，工作电流增加，引起电压下降；C_7、C_8、V_7、V_8 漏电；V_5、V_6 电性能改变 i_1、i_2 性能变差；电路中其它电阻或电位器阻值改变；V_1、V_2 整流器某桥臂断路，成为半波，输入电压下降	先将电路板延伸出来，将输出端与外供电路断开，测量输出端，电压正常，检测供电单元；电压不正常，检测 723 的 7 和 12 脚之间输入电压，不正常检测 V_1（或 V_2）；正常调节 R_6（R_{15}）调整至标准值；反之采用替代法代换门 i1（i2）、V_5（V_6）；前述方法无效，更换 V_7（V_8）或 C_9、C_8
输出端电压值偏高	i1（或 i2）损坏或电性能变坏；V_5（V_6）击穿；电路中电阻或电位器的阻值改变	首先检测 V_5（V_6）是否正常。不正常更换 V_5（V_6）；正常，替换 i_1（i_2）；输出电压值还不正常检测有关电阻或电位器或调节电位器使之恢复正常

故障现象	故障分析	故障排除
输出端无电压	所需供电单元中元件击穿短路；V_7（V_8）击穿；V_5（V_6）损坏 i_1（i_2）损坏；V_3（V_4）断路；V_1（V_2）损坏；输入交流电源无	先将电路板延伸出来，将输出端与外供电路断开测量输出端，电压正常，检测供电单元；电压仍无，检测 C_1（C_2），有电压存在，检测 i_1（i_2）V_5（V_6）、V_7（V_8）、C_6（C_8）；C_1（C_2）无电压，检测 V_3（V_4）K、V_1（V_2）和输入电源即可排除故障

四、逆变器故障检修

逆变器主要在中高频 X 线发生器中应用，管电压（KV）和管电（mA）的初级电流源分别由主逆变器和 X 线管灯丝加热逆变器供给，它们的工作原理和控制方式与工频 X 线发生器完全不同，故在这里有必要简述一下逆变器的结构和原理及其控制方式。

（一）逆变器的结构和原理

逆变器中直交变换目前有两种方法实现、一种是用可控硅，西门子采用这种方式，另一种是用大功率 MOS 管，岛津 UD 系列 X 线发生器采用此种方式。这里以西门子 POLYDOROS80X 线发生器的主逆变器为例，简述其结构和原理。

1. **电路结构**　逆变器可等效一个串联振荡电路。它由两组逆变器组件 WM_1、WM_2 电容器 W_1、C_2、C_3、高压变压器（T_1/T_2 的电感 H_1）、阻流圈 W_1、L_9 以及它们的损耗电阻 R 构成，如图 6－4 所示。

电路中的损耗电阻 R 包括振荡电路的线电阻和高压变压器的初级边有效电阻。电路中的四个可控硅分成 TH_1/WM_1、TH_2/WM_2、和 TH_1/WM_2、TH_2/WM_1 两组轮流导通。可控硅导通由逆变器控制电路控制。反向电流二级管 V_1/WM_1、V_2/WM_1、V_1/WM_2、V_2/WM_2 分别与四个可控硅反并联。

2. **可控硅导通时序和电流波形**　可控硅导通时序和电流波形如图 6－5。

逆变器的两组可控硅按下列时序被触发导通。t0：TH_1/WM_1 和 TH_2/WM_2 被触发导通。t0～t1；中间电路的直流电压 Uz 产生一个“正”的电流流过可控硅 TH_1/W_1、振荡电路 C、L、R 和可控硅 TH_2/WM_2。同时，电容 C（$W_1.C_2//W_1.C$）充电。由于这是一个串联振荡电路，所以电容 C 上的电压 Uc 大于 Uz。t1～t2：由于 Uc > Uz，所以电容 C 上电压 Uc 产生一个“负”的电流，从电容 C 的“＋”，经二极管 V_1/WM_1、V_2/WM_2、R、L 回到电容 C 的“一”端形成放电回路。在放电电流的作用下，可控硅 TH_1/WM_1 和 TH_2/WM_2 被关断。由于电阻 R 的消耗，流经二级管的

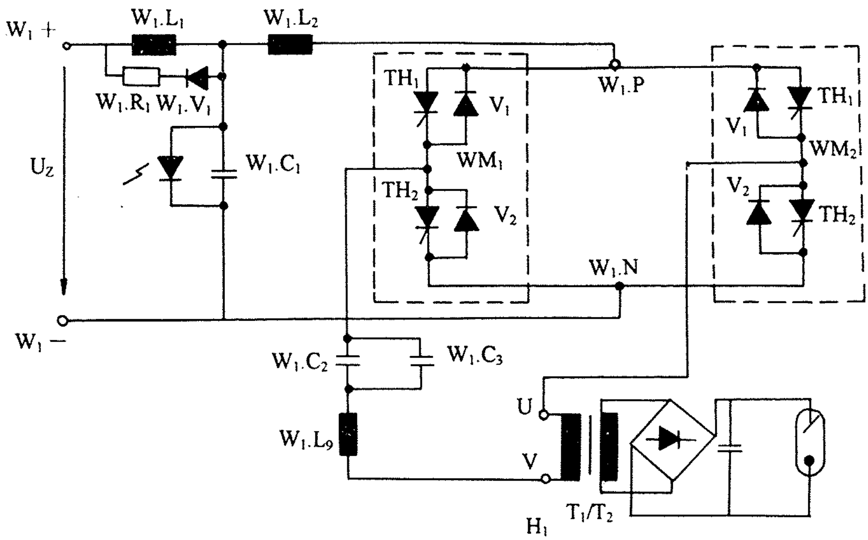


图 6－4　有短路消除电路的逆变器原理图

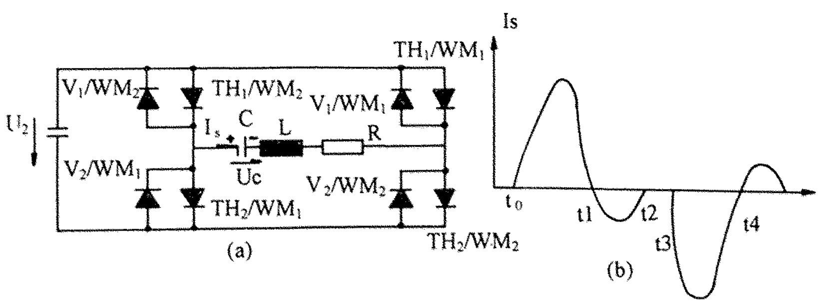


图 6－5　逆变器等效原理图

“负”电流比流经可控硅的“正”电流小。t3：可控硅 TH_1/WM_2 和 TH_2/WM_1 被触发导通，上述过程重复（仅电流方向相反）。这样，就形成一个振荡的交变电流。

逆变器振荡器的振荡频率由电路中 L、C 元件所决定，设计值为 7.5kHz，则周期 $T=1/f\approx133\mu s$，在图 6－5 中，振荡电流半波（t0～t1）持续时间约为 $65\mu s$。反向振荡电流的大小取决于损耗，即取决于曝光参数的选择，但反向振荡电流总是比主振电流为小。

逆变器的触发来自逆变器控制电路。如上所述，逆变器的两个半桥臂是交替触发导通的。这就存在这种可能，即下一个半桥臂可能在前一个半桥臂振荡所产生的反向电流还在流动时就被触发导通。这意味着，前一对可控硅还没有被截止前，后一对可控硅就被触发导通，从而造成桥的短路。这种情况是要防止的。由于目前可控硅的关断时间不可能做得很小，Polydoros80 所用可控硅的关断时间约为 $18\mu s$。但

由于电路中反并联二极管的存在，使关断时间增加到约 35μs。由此就可确定最短触发周期 Tmin 为：

$$T_{min} = 2 \times (65\mu s + 35\mu s) = 200\mu s$$

最高触发频率 fmax 为：

$$f_{max} = \frac{1}{T_{min}} = 5kHz$$

触发频率若大于 5KHz 就会造成桥的短路。

最高触发频率下的逆变器振荡电流波形如图 6－6 所示。

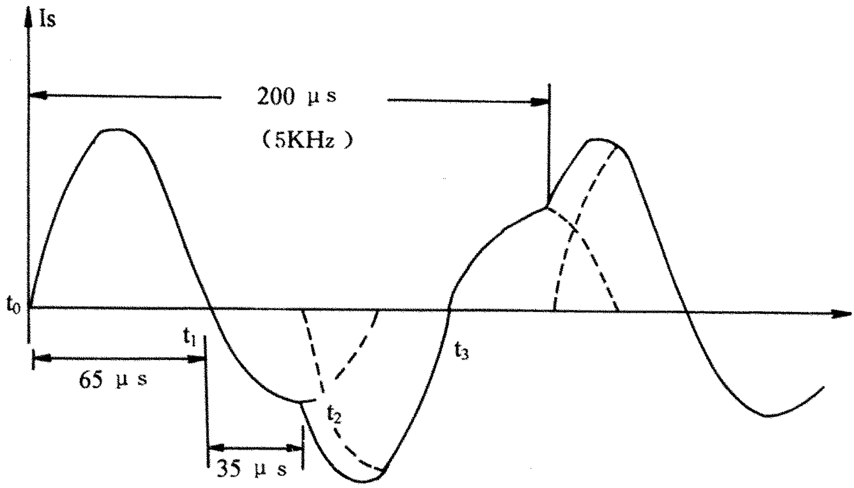


图 6－6　最高触发频率下的逆变器振荡电流 Is

3. 逆变器短路消除电路短路消除电路如图 6－7 所示。

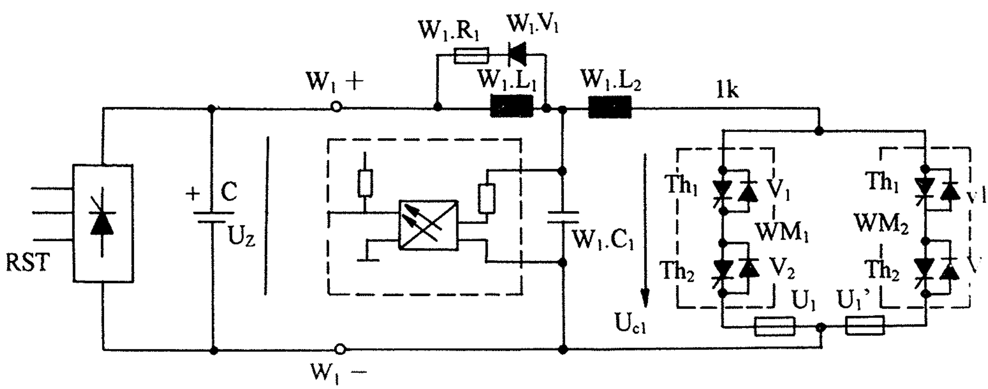


图 6－7　有短路消除电路的逆变器原理图

(1) 构成：由 W.C_1、W.L_2、光电耦合器、W_1.L_1、W_1.R_1、W_1.V_1 等构成逆变

器短路保护消除电路。

(2) 作用：①当逆变器一旦短路时，立刻输出故障信号，切断曝光；②当逆变器可控硅因触发频率超过 5kHz 而造成短路时，在短路时间超过由 $W_1 \cdot C_1$、$W_1 \cdot L_2$ 构成并联谐振的半个振荡周期后，自行关断短路可控硅。注意，可控硅因击穿而短路是不可恢复的。

(3) 原理分析：当逆变器一旦短路时，电容器 $W_1 . C_1$ 端电压 Ucl 将迅速从额定中间电压 Uz 下降，至低于 20V 时，由光电耦合器输出高电平故障信号，切断曝光。同时，一旦短路出现，由 $W_1 . C_1$、$W_1 . L_2$ 通过短路可控硅构成并联谐振电路，短路电流 Ik 是正弦衰减波形。在 Ik 出现第一个负半波时，$W_1 . L_2$ 上感应电压对 W_1、C_1 反向充电，此电流流过短路可控硅的反并联二极管，立即使短路可控硅自行关断。

图 6－7 中，$W_1 . L_1$ 可防止中间电路的滤波电容 C 在逆变器短路时产生过大电流；$W_1 . V_1$ 和 $W_1 . R_1$ 可防止短路消除后，$W_1 . C_1$ 的过充电，这时，$W . L_2$ 上的过电压可通过 $W_1 . V_1$、$W_1 . R_1$ 向中间电路泄放。

4. 逆变器的控制　逆变器控制原理和脉冲波形如图 6－8 所示。

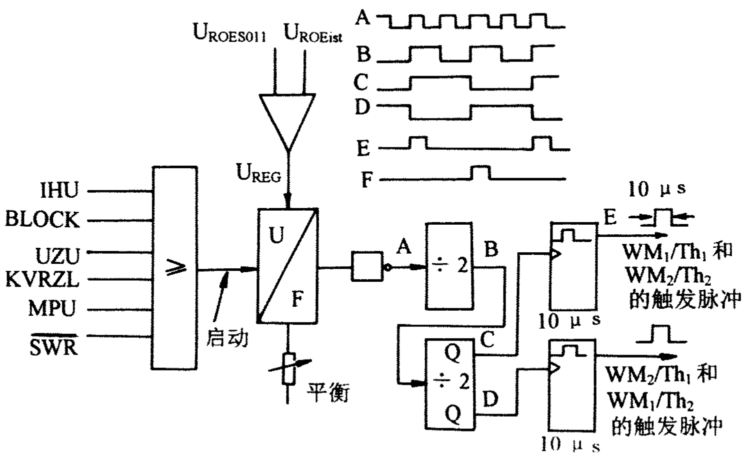


图 6－8　逆变器控制原理和波形图

由 Uroesoll 与 Uroeist 比较后输出控制信号，并送到 U/F 变换器，输出一定的频率信号，然后经四分频和单稳态后，输出一定频率的脉宽为 10μs 的逆变器触发脉冲。

由于逆变器触发脉冲的最高频率为 5kHz，故 U/F 的最高输出率为 20kHz，它对应 $U_{REG} \geqslant 12V$ 情形。这个频率可由电位器调节。

(二) 故障检修

1. 短路故障检修　逆变器中发生短路故障可由 WCI. V_1、V_2、TH_1、TH_2 任一元件击穿短路造成。这些元件一般不易发生击穿，若击穿多为本身质量问题或可控硅

触发电路不正常引起。这种故障出现，控制台上显示 KV 的显示器显示“ERR”、mAs 的显示器显示错误信息号“200”或“101”，控制柜 D_{90} 板上 V_{20} 或 V_{28} 指示灯亮。

该故障出现时，应立即切断 X 线发生器的电源，逐一检测 WI、CI、V_1、V_2、TH_1、TH_2 能准确判断出故障所在。

上述任一个元件短路均需更换。TH_1 或 TH_2 损坏必须更换型号相同的可控硅。

2. 断路故障检修　$W_1.L_1$、$W_1.L_2$、TH_1、TH_2、$W_1.L_3$、$W_1.L_4$、$W_1.L_5$、$W_1.L_6$、$L_7.L_8$、U_1 等元件可明显反应出来。

当 $W_1.L_1$ 断路控制台可能显示“200”错误信号，D_{90} 板上 V_{20} 和 V_{28} 亮。该故障只要检测 W_1+ 与 W_1- 之间，$W_1.C_1$ 两端的电压就可判定。

其它元件断路只有在曝光准备或曝光过程中反应出来。不能曝光或立即切断曝光，控制台上显示“101”。

这种故障多为逆变器短路造成损坏其中某个或多个元件，元件质变问题也可引起。

先检测 $W_1.P$ 和 $W_1.N$ 两电压端判断 $W_1.L_2$ 好坏。再检测 WM_1、V_1、V_2 和 WM_2V_1、V_2 两端电压，若无电压检测 L_7、L_8、U_1；有电压，切断总电源检测 TH_1、和 TH_2（应待 $W_1.P$，和 WQ.N 两端电压为零时检测，以防电击）。上述任一元件损坏只能更换。

3. 触发故障检修　逆变器可控硅触发脉冲由 D_{41} 控制，触发器为 D_{43}。它的故障一般要在曝光准备或曝光过程中反应出来。当触发脉冲频率高或低于设定 KV 要求频率、逆变桥某一臂无触发脉冲时，在曝光过程中，KV 监控检测到实际 KV 与设定 KV 不一致，立即闭锁（BLOCK）保护并切断曝光和触发脉冲，控制台显示“101”故障信号。

这种故障需借助示波器检测触发脉冲。先在 D_{43} 板上输入端测量四组脉冲，判断是 D_{41} 还是 D_{43} 板的故障。若输入脉冲正常，检测 D_{43} 的 4 组输出脉冲（示波器电源必须加隔离变压器，用一小型变压器接在 D_{43} 输出端 G_1、K_1，示波器测探头接在该变压器次级端）；检测到某一组输出脉冲不对，然后逐段检测该组各部。若 D_{43} 板输入脉冲不正常，检测 D_{41} 板。

岛津 UD 系列 X 线发生器的逆变器中直交变换用大功率 MOS 场效应管，触发不需脉冲变压器，直接由光电耦合元件。它的故障也有三类即短路、断路和触发不正常。当这些故障出现时，控制台均显示出错信息，有关电路板上的故障指示灯亮。检修时参照电路图检测有关工作电位或波形找出故障所在。

五、X 线管灯丝加热电路故障检修

（一）XG－200X 线管灯丝加热电路故障检修

表 6－12　　XG－200X 线管灯丝加热电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
透视无 mA	技术选择器、透视 mA 键、SCR 上透视 mA 调节环引线连接处等接触不良；TW 断路；XJBI 断路；WY 无电压输出；高压交换闸或高压电缆两端接触不良；X 线管灯丝断路，透视高压初级断路	先测量 WY 输出电压，无电压，检测稳压器 WY，有电压，在高压发生器测量 F_0 与 F_2 之间的电压，无电压在控制器内逐段检测回路各点电压；有电压，先从 X 线管管套窗观察灯丝是否亮，亮加热回路正常，检测高压初级；不亮取下高压初级测量 X 线管侧高压电缆端加电压，有电压，处理高压电缆与使之接触良好；无电压继续向前级检测
透视 mA 低下	WY 电压输出偏低，TW 碳刷接触不良；引线连接、高压交换闸、高压电缆接触不良	同上
各档摄影 mA 随 KV 变化而变化大，KV 升高 mA 增加	此故障是空间电荷补偿器失效引起，如 KHB 补偿变压器线圈断路、与初级连接引线断路等	只要是在 KHBI 端测量电压是否随 KV 改变而改变，是，KHBI 线圈断路；否，检测 KHBI 引线连接
某一档摄影 mA 无	mA 选择器接触不良或引线脱落、断开	对照电路图，哪一档 mA 无，检测哪一挡 mA 选择器和引线
各档 mA 均无	WY 无电压输出；SCR 断路；142 至 TR_2 的引线或 159 至技术选择器的引线、技术选择器至 01 的引线断路或接触不良；高压变换闸或高压电缆公共端接触不良；摄影高压初级无	先测量 142 与 01 之间电压，无电压，检测 WY；有电压，只需检测 01 与 159 之间和 SCR。检测 F_0 与 F_1 或 F_2 均有电压，则一定是高压交换和电缆接触问题，请按本表透视无 mA 有关步骤检测
大焦点 mA 正常，小焦点 mA 无或小焦无 mA 正常大焦点 mA 无	灯丝加热变压器断路；高压交换闸或高压电缆大或小焦点的接触点接触不良；大或小焦点加热变压器线圈轻度短路	先测量 F_0 与 F_1 或 F_2 之间的电压，电压高于正常值，后级断路；电压低正常值，灯丝加热变压器线圈有短路
透视 mA 不稳定，X 线摄影 mA 不稳定，X 线摄影照片质量差	此故障多为谐振式磁饱稳压器失去稳压作用，可能故障原因有：谐振电容容量改变；谐振电容击穿；电源频率波动超过 ±1Hz，铁芯夹持件松动	在稳压器输入、输出端各接一交流电压表改变输入端电压（170～250V），观察输出端电压变化，若该电压随输入电压变化而变化，则检测谐振电容，用替代法最有效。若谐振电容是好的，则用示波器或频率计测量电源频率，频率波动超出允许范围应改善电源质量。铁芯夹持件松动，开机后控制器内振动声（蜂鸣声）大，只要紧固四周螺钉螺栓即可恢复正常

1. **电路结构**　该电路由谐振式磁饱和稳压器 WY、空间电荷补偿器 KHB_2、

KHB_3、mA 选择器、mA 调节电位器、透视 mA 调节器 TW、灯丝加热大焦点变压器 DJBI、小焦点变压器 XJB1 等组成，参考 XG－200 型机电原理图 X 线管灯丝加热部分的电路图。

2. **故障检修**　如表 6－12 所示。

（二）岛津 ED 和 HB 系列 X 线管灯丝加热系统故障检修

1. **电路结构**　ED 和 HD 系列 X 线发生器 X 线管灯丝加热系统基本相同，该系统由 mA 调整、mA 控制和晶体管单元等组成。如图 6－9 所示。

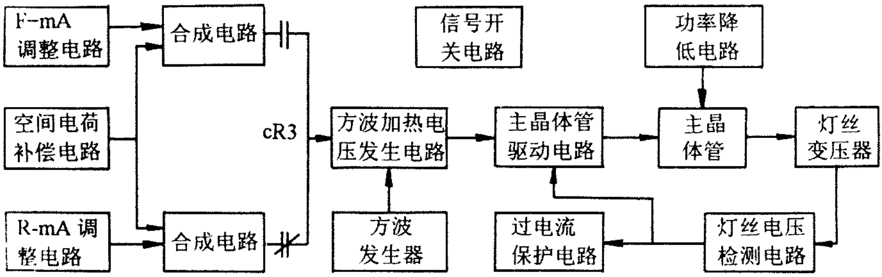


图 6－9　ED 和 HD 系列 X 线发生器灯丝加热系统框图

本系统的 X 线管灯丝电流是由大功率三极管控制的。比用可控硅控制相位的方法，稳定度高，且无噪声。

本系统采用非线性空间电荷补偿电路，使补偿特性得以改善。因此，管电压的改变对管电流的影响很小，管电流可以作到准确调整。同时，由于本系统的空间电荷补偿在 60KV 左右为零，所以，在 60KV 条件下的标准管电流的调整，以及空间电荷补偿的调整，可以各自独立进行。

由于 mA 调节单元采用了微调，因此，比在轴电阻上用卡环调整的方法要简便得多。另外，本系统还提供了各种保护电路。

2. **电路工作原理**　由于 mA 调节电路设定的信号电压与来自空间电荷补偿电路的补偿信号，经合成电路合成为管电流调整信号。这是一个直流电压，它由矩形波加热电压发生电路变换为矩形波，再去驱动主晶体管，使灯丝加热电流成为矩形波。为了恒定电压，从灯丝电压检测电路引出实测信号反馈到驱动电路，以使实际电压与设定电压相符，而不受电源波动的影响。为了防止灯丝因过电流而烧断，还设置了过电流保护电路。而透视 mA 与摄影 mA 设定信号的切换是由断电器电路来执行的。

图 6－10 所示 mA 控制电路原理图中⑤是 mA 调整电阻，由直流稳压电源④供电，⑤输出的是与 mA 大小成正比的电压，这个电压加到运算放大器⑥的同相输入端。矩形波发生器⑩产生一个与灯丝加热用交流电源①同步的如图 6－11（b）所示的矩形波电压，它控制着三极管（11）的导通与截止。b 点为正常的信号电压时导

通，零电位时截止。这样，⑥输出的直流电压在这里被矩形波电压所调制，因此，三级管⑦基极输入信号为矩形波电压，由于三极管的放大作用，其集电极电流也随基极电流的变化做同频率的而幅度大得多的变化，所以在电阻的两端形成了如图6－11（c）所示的电压波形。灯丝变压器②由交流电源①供电，由于受到整流器⑨和三极管⑦的控制，以致流过初级绕组的电流也是矩形波，如图6－11（d）所示。其波宽与波幅由三极管⑦基极输入信号决定，即脉冲宽度由矩形波发生器决定，是一个固定不变的值，而脉冲幅度由mA调节器设定，是一依mA大小而正比变化的值。波幅交了灯丝加热电流也随之变化。这种控制方法使灯丝加热电流成线性改变，延迟时间为零。

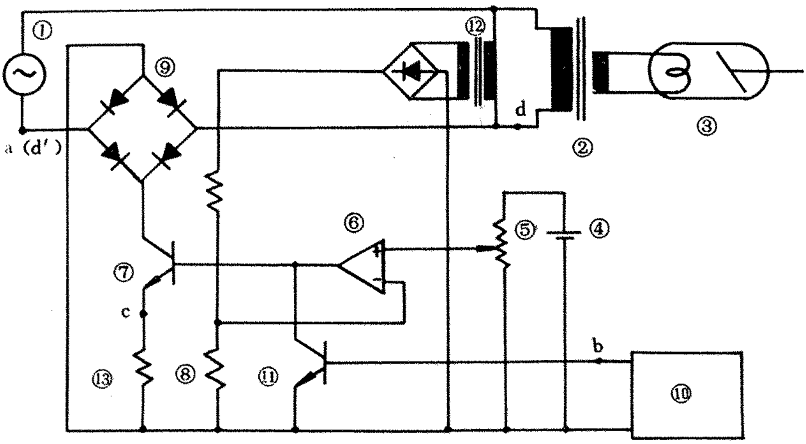


图6－10　电路原理

电阻⑬为灯丝电流检测电阻，它的端电压反应了灯丝电流的大小。灯丝电压检测变压器⑫的输出电压反应了灯丝加热电压的大小，这个电压经过整流后加到灯丝电压检测电阻⑧，并反馈到运算放大器⑥的反向输入端，如果实际电压高于设定电压，则使⑥的输出电压降低，如果实际电压低于设定电压，则使⑥的输出电压升高，就是说通过这种反馈作用，使实际电压与设定电压趋于平衡，即使电源电压发生波动，也能保持灯丝加热电压的稳定。

3. **故障检修**　由于这部分电路比较复杂，无论出现任何故障，先应仔细分析，读懂电路图，判断故障大致范围。借助万用表和示波器进行检测。下面列举一些常见的故障和检修，如表6－13所示。

（三）西门子T.O1000X线发生器X线管灯丝加热系统故障检修

T.O1000X线发生器X线管灯丝加热系统的结构形式、工作原理与国产工频X线发生器X线管灯丝加热电路基本类似，只多了自动KW和负荷降落技术。电路原理图参考该机有关电原理图。

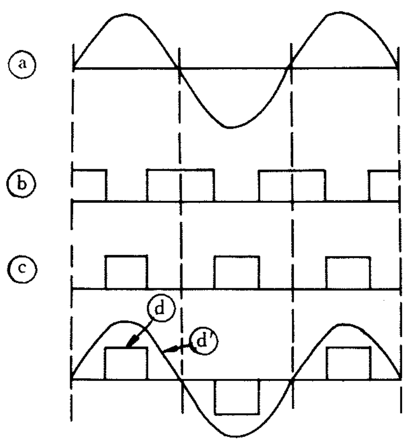


图 6－11　波形图

电源由 N_3 谐振磁饱和式稳压器供给输出电压可选，100～250V。R_{42a} 和 R_{52a} 为匹配不同 X 线管和高压电缆长度的校准电阻（多为滑动）。R_{43} 自动 KW 控制，由自动保护控制 M_1 电动机带动。$R_{25\sim34}$ 为空间电荷补偿，br 防冷高压保护。R_{2a} 和 R_{2b} 灯丝预热电阻，预热电压由 N，提供 40～100V，t18 用于匹配 0.22mm 的微焦点。透视加热由 N_3 提供 40～100V 选择电压经与透视 KV 成比率 t3、R_{2b} 送至小焦点加热变压器 t3。左半部为 mA 测量与降负荷控制单元。

故障检修如表 6－14 所示。

（四）中高频 X 线发生器 X 线管灯丝加热系统故障检修

中高频 X 线发生器 X 线管灯丝加热控制是采用变频逆变式。由于它是闭环控制，所以精确度高，X 线管的电流重复性好。在这里简介岛津 UD150 系列和西门子 POLYDOROS 系列 X 线发生器的 X 线管加热系统的基本结构和工作原理。其检修在后面介绍。

1.UD150 系列 X 线发生器 X 线管灯丝加热系统

（1）系统结构：该系统由两部分组成，即 mA－POWER－UD 和 mA－CONT－UD，其结构简图如图 6－12。

（2）工作原理：180V 的交流电压经 D_1 整流。通过控制 SCR 改变 Q_1 的导通相位，使（a）和（b）之间约为 30V，经 C_{15} 平滑。由灯丝电流设定电路（5）的设定值，送到运放（4）同相输入端，实际灯丝电流测量电路（6）测量到的值送到运放（4）反相输入端进行比较；而后送到（3）晶体管基极控制电路，控制 Q_2、Q_3 的导通，为灯丝提供设定需要加热电流。

表 6-13　ED 和 HDX 线发生器 X 线管灯丝加热系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
摄影各档 mA 正常，透视 mA 低下	透视 mA 调节电位器碳刷接触不良；R_{16-01}电位器碳刷接触不良	检测两电位器
透视 mA 随 KV 增加而升高	此故障为空间电荷补偿未引入（FKV），有可能 K_1-SF_1触点接触不良。9C-2插接接触不良；透视 KV 控制电路板上 R_{11-02}断路	改变透视 KV，观摄影 KV 是否随之变化，不变；R_{11-02}断路；变化，检测 K_1-SF_1触点和9C-2插接的接触（用测电位的办法）
透视 mA 和摄影 mA 均低下	矩形波发生器输入双15V（15VA、15VB）丢失一组及某元件损坏（mA 控制1/2）；mA 控制2/2板 Q_{2-03}和晶体管单元 Q_2导电性能改变；mA 控制 2/2D_{5-01}至05-04桥某一个断路	先检测15VA、15VB；输入双15V 正常，用示波器逐级检测 mA 控制1/2板点各波形（E_1至 E_{14}）；波形正常检测 mA 控制 2/2 板 Q_{-03}（用代替法）和 D_{5-01}至 D_{5-04}以及晶体管单元 Q_2（代替法）
mA 不稳定	此故障多为该系统中的电容器、集成块、三极管的电性能变差，故障应在 mA 控制板和晶体管单元中	先测 mA 控制板2/2TB 触发信号是否稳定，若不稳定检测前级，逐段测量或代换试验；若 TB 信号稳压，晶体管单元的问题，用代替法排除
摄影 KV 改变 mA 改变	KV 补偿不正确	测量 mA 调整板 KCM 信号是否随 KV 改变而变化，不是检测 KCM 控制部分，反之重新调整"KVCOMP"
控制台电源一接通，OVER 指示灯就亮	此故障表示 X 线管灯丝没有加热，保护电路工作，或者是保护电路某元件损坏使 K2-Bu 工作。可能故障有：mA 控制1/2 2C 插接件接触不良；±15V 直流电源或双15V 交流不存在、A_{1-06}、A_{1-07}或 A_{1-08}、A_{1-09}同时损坏、Q_{2-01}损坏；mA 控制2/2板集成块、三级管损坏或电阻断路，电容器击穿等；晶体管单元 Q_2失效、Q_{1-01}至 Q_{1-06}某个击穿、C_6插接件接触不良或该插接元件无电源供给；X 线管灯丝加热公共回路断路等	检测 mA 控制板 Q_{2-01}集电极的波形，波形不正常，检测双15V 交流和±15V 电源和各点波形；Q_{2-01}波形正常，检测 mA 控制2/2板，先检测 A_{1-04}和 A_{1-05}输入、输出端的电位，正常 D_4击穿；A_{1-05}的2脚电位低于1.5V、D_{5-01}至 D_{5-04}某个击穿，或 X 线管灯丝加热公共回路断路或无供加热交流电源
透视 mA 正常，摄影 mA 无，OVER 指示灯亮	mA 调整电路不正常；4C 插件接触不良；mA 控制2/2板与 CR_3连接的 KC 常开触点接触不良	测量 mA 控制板2/2CR_3点电位，改变 KV 或 mA 应变化，若无电位，4C 插接件接触或引线问题；有电位，改变 mA 不变，KV 变电位变化小，可能是 mA 调整板±15V 电源无；CR_3电位正常，K_1-C 触点接触不良
mA 偏高或偏低	可能是系统中的某电阻的阻值，或三极管导电性能改变，X 线管灯丝阻值改变	只要是 mA 是稳定的，只需重新调整 mA 调整器的参数

通过 FET **门控电路（7）的输出脉冲，使** $FETQ_4$、Q_7 **及** Q_5、Q_6 **交替导通，使** Q_2、Q_3 **输出的直流电压，经** Q_4-Q_7 **逆变输出为** 15KHz **的交流。**

表 6－14　T.O 1000X 线发生器 X 线管灯丝加热系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
透视 mA 不稳定，摄影 mA 也不稳定摄影照片质量差	N_3稳压器工作不正常，参考表6-12	参考表6-12
透视 mA 无，摄影 mA 正常	M_2上 D_1-D_4与 N_3输入来的电压选择端 11-14 的跨线、rw1-rw4 的触点、KVD_1-KVD_4与 t3的0-40端跨线、r2a 调整刷，hu 触点接触不良；r8断路	参照该系统电路图×10-41-5逐段检测故障分析可能出现的故障部分，用测量电压法就能很快找出故障所在
透视 mA 低下	N_3输出电压偏低；rw1-rw4、r2a 上调整刷、r8该回路各插接件高压交换闸接触不良	同上
自由选择方式摄影质量不稳定，随 KV 变化照片黑化度变化大	N11253至 M_2K_2电缆断路或接触不良；D_{69}板插接不好；D_{069}板 r25-r34电阻群中某电阻断路	参照 X10-2-40-6A 电路图在 N_{11253}的8和9之间测量电压，无电压，M_2K_2接触或引线问题，有电压，取下 D_{69}，逐个测量 r25-34，检查 D_{69}接插件
透视 mA 正常，摄影准备正常，但不曝光	不曝光有多种原因引起，摄影加热不正常是其中原因之一，如：fwX 线管选择继电器触点接触不良；回路中某电阻断路；回路中插接不好；hu10、11或16、17常开触点接触不良；V_{22}开路；br 线圈开路或触点接触不良	测量 D_{71}板9和11之间有无电压，有电压，测10和12或观 br 工作否，工作。V_{22}桥为半波，用替代法很有效；D_{71}的9和11无电压，用测量电压法逐段检测前后级能较快找到故障所在部位
摄影 mA 低下，在各种条件相同的情况下，摄影照片黑化度偏淡，多工作台时，只有某一台有该现象	回路中与该工作台 X 线管有关某处接触不十分好；X 线管灯丝发射率变小	先检查连接和 fw 触点接触；清洁有关电阻器刷与电阻表面使之接触良好；取下高压电缆重新清洁插头和插座，重新充填并紧固好各端盖。若 mA 还低下，则应重调整 r1a、r42a、r52a 上的电刷位置校准 mA
摄影 mA 不稳定，摄影照片质量不稳定	回路中接触不良；自动控制单元不正常，使 M_1带动 r43电刷位置不正确	检测回路接触，对照安装调试说明书检查 r43mA 刻度指数是否对，不对检测 MI 控制，如 M2r1电位器电刷接触不好等
负荷降落部分故障，透视 mA 无，摄影 mA 高或低，不曝光，曝光过程中突然终断	X1263-43-4电路图中 V_9断路，透视和摄影 mA 无，摄影保护电路工作；D_{69}上±15V 电源无与 V_9断路一样；D_{69}和 P_1-P_4焦点板中某元件或 mA 反馈不正常	检测±15V 电源和 $D_{69}V_7$集电极电位，若正常，检测 V_9；不正常检测 P_1-P_4板有关电位(Ur11和 Ur13)，用示波器在曝光过程中测 P_1-P_4板 C_1波形和 mA 反馈波形

15KHz 的交流送到 mA－CONT－UD 的焦点选择电路（9），进行大小焦点改换，然后通过灯丝变压器，输入到 X 线管的灯丝，使之加热。

2.POLYDOROS 系列 X 线发生器 X 线管灯丝加热系统　本机中，X 线管灯丝用一个逆变器产生的中频电流加热。逆变器固有频率为 10KH2，周期 $T=1/f=100\mu s$ 触发频率由 500Hz（透视时）到 7.5KHz（摄影增温加热时）之间变化，触发频率越高、

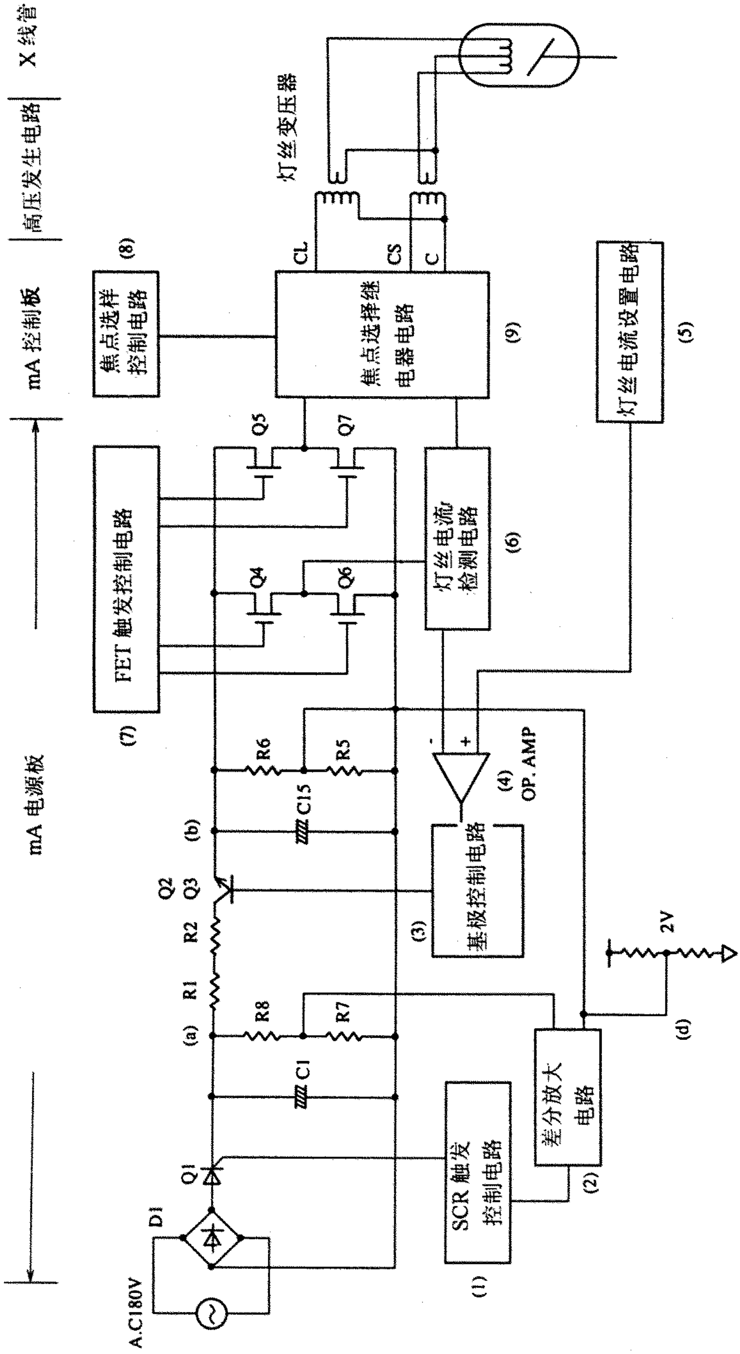


图 6 – 12　UD150 **系列** X **线机发生器** X **线管灯丝加热系统结构简图**

灯丝加热电流的有效值越大。

（1）系统结构：灯丝电路分为两个控制电路，灯丝电流控制和管电流控制。前者从属于后者，管电流的差异可通过调节灯丝电流来校正。电路原理如图 6－13 所示。

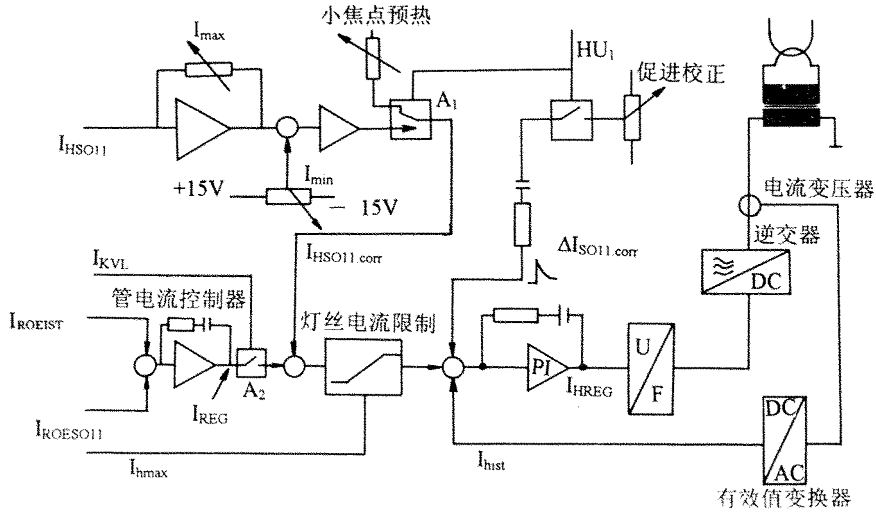


图 6－13　灯丝加热原理图

（2）工作过程

①灯丝电流控制：预热或透视：这时，模拟开关 A_1 断开，小焦点预热是选择不同电阻进行的，对各 X 线管分开调节；大焦点预热是以限制发射为目的，即预热电流调节在不能发射 X 线的范围内。

摄影准备灯丝增温期间：这时，A_1 受 UA_1 信号启动而接通。微处理器根据摄影参数和储存在 PROM（可编程只读存储器）里的 X 线管发射曲线，计算出管电流和灯丝电流的预置值，在接口 D_{30} 作 D/A 变换后，输出 I_{HS011} 信号，此预置值应与所用 X 线管特性一致，故需要进行校正。方法是大电流用乘法，小电流用加法。然后，通过模拟开关 A_1，就成为校正后灯丝电流预置值 $I_{Hsollcorr}$。

灯丝电流限制器：它把预定的灯丝电流限制在最大值（1_{Hmax}）范围内。I_{max} 值也储存在 PROM 中，随 X 线管和焦点而异。预热时，I_{Hmax} 约为 3.5A。摄影灯丝增温时，I_{Hmax} 更大（随管子和焦点而定），由微处理器输出。

控制过程：$I_{Hsollcorr}$ 通过灯丝电流限制器后加到比例——积分器 PI 的相加点上，在这里与一个指数衰减的灯线加热增温信号 $I_{Hsoiicorr}$ 相加，然后与灯丝电流实际值 I_{Hist} 相比较，由 PI 控制器输出误差积分信号 I_{HREG}，送到 U/F 变换器，控制逆变器触发频率变化，从而控制灯丝电流的变化，直到灯丝电流校正后的预置值和实际值相

等为止。

I_{HREG}与灯丝电流间的关系是，当 $I_{HREg} = 0V$ 时，触发频率为 100Hz，灯丝加热电流最小；当 $I_{HREG} = 13.5V$ 时，触发频率为 7.5KHz，灯丝加热电流最大。

I_{Hist}提取电路：由电流变压器从逆变器取出振荡电流，并送到 AC/DC 变换器变成直流电压，它正比于灯丝电流有效值，成为 I_{Hist}信号。

②管电流控制：管电流预置值 $I_{ROESO11}$，在摄影预热或透视时由微处理器输出。它和曝光开始后的管电流实际值 $I_{HREGist}$相比较，由管电流控制器输出误差信号 I_{REG}。在高压逆变器启动信号 SWR 输出约 3.5ms 以后，微处理器输出 IRCL 信号，启动模拟开关 A_2，这样，使 I_{HREG}通过 A_2 与 $I_{HSOllcorr}$相加，使灯丝加热电流增大，实际管电流增大；当实际管电流大于预置值时，I_{REG}与 $I_{HSONcorr}$相减，使实际管电流回降。

③降落负载时的灯丝加热：当采用降落负载曝光（一点技术）时，管电流预置值 $I_{ROESO11}$按存储在 PROM 里的降落负载表，以规定的时间间隔降低，所以灯丝加热电流和实际管电流也按相应的规律变化。

3.X 线管的 PROM　X 线管的可编程只读存储器（PROM）中储存了供微处理器计算负载、灯丝电流和管电流的所有数据。具体来说，存储有每个 X 线管各个焦点的灯丝发射特性的有关参数；各种管电压下，灯丝加热电流与管电流的关系；对应不同管电压下的最大管电流值；在不同曝光时间下的恒定负载功率和降落负载功率；最大灯丝加热电流值等等。

一个 X 线管的 PROM 可满足所接的一个 X 线管的需要。为了把需要的数据存储于 X 线管的 PROM，每个 X 线管都要有相应的发射曲线。曲线是以每间隔 6KV 为一级储存于 PROM 的，而每一个 KV 级的曲线又分为 21 个管电流 I_{ROE}级。这样，根据需要的 I_{ROE}值就可从曲线上确定所需要的灯丝电流值。最大灯丝电流 I_{Hmax}代表了 X 线管相应焦点的最大允许灯丝电流，并作为限制 X 线管相应焦点的最大灯丝电流。最大管电流 I_{ROEmax}以每 6KV 一级储存，最大管电流与 KV 有关。在 PROM 里，还包含了降落负载摄影时，计算管电流降低的所有信息。

其故障检修请参考中高频 X 线发生器故障检修部分。

六、KV 控制与高压初级电路故障检修

工频 X 线发生器的 KV 控制有手动式调节，手动式又有抽头（小型）式和滑动式调节，另一种为电动式。高压初级通断有接触器和可控硅两种形式的控制。而中高频 X 线发生器的 KV 控制是改变触发逆变器的触发频率或频率不变改变逆变器输入电压实现。高压初级通断由供给逆变器的触发脉冲控制。

（一）XG－200X 线发生器 KV 控制和高初级电路故障检修

该机 KV 控制手动滑动式调节，高压初级通断由接触器控制。电路原理图参见

XG－200KV 控制和高压初级电路原理图。故障检修如表 6－15 所示。

表 6－15　XG－200KV 控制和高压初级控制电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
透视、摄影 KV 表均不指示	此故障为 KV 测量电路故障，可能原因有：与101相连引线断路；C_{02}、C_{04}、C_{06} 引线断路；该回路中的360/34变压器线圈断路；整流桥断路；回路电阻断路；KV 表损坏	用测量电压法测量回路中各点电压能较快找出故障所在
透视 KV 有指示，摄影 KV 无指示或摄影 KV 有指示，而视透 KV 无指示	摄影 KV 无指示可能原因：TA 开关触点或自耦变压器上与028相连的碳轮与自耦变压器表面接触不良；028与 TA 连接引线断路。透视 KV 指示无可能原因：TA 开关触点或透视调节碳轮与耦变压器表面接触不良；026与 TA 连接引线断路	用同上方法检测。清洁自耦变压器上碳轮滑动面调整碳轮位置；紧固螺钉或清洁 TA 开关或调整其触点
透视或摄影 KV 在调节其调节旋钮时 KV 不变	KV 调节拉线断开	调节 KV 的调节器无阻力或能任意旋转，这种现象肯定拉线断开，必须重调整更换拉线
透视或摄影 KV 旋钮旋动阻力大	此为机械故障，如碳轮架或自耦变压器表面太脏；碳轮变形等	在切断电源的情况下，检查各可能出现故障的部位；也可先清洁碳轮架和自耦变压器表面灰尘，调整碳轮
透视无 X 线	TC 接触器没工作；TC 触点、透视 KV 调节碳轮接触不良；TRD 熔断	先观控制台透视 KV 有无指示，无指示，碳轮接触不良；有指示检测 TC 和 TRD
摄影无 X 线	SC 接触器不工作；SC 触点、摄影 KV 调节碳轮接触不良	先观控制台摄影 KV 有无指示，无指示检测碳轮；有指示检测 SC 和它的触点，SC 工作触点接触不好，SC 不工作检测 SC 控制电路

（二）HD150 系列 X 线发生器 KV 控制和高压初级系统故障检修

1. 透视 KV 控制和高压初级系统故障检修

（1）系统结构和工作原理：该系统的结构和工作原理请参考本章有关部分。

（2）故障检修：如表 6－16 所示

2. 摄影 KV 控制和高压初级控制系统故障检修

（1）系统结构：KV 控制电路原理图、高压初级控制电路原理图分别参见相应的电路图。

（2）工作过程

表 6－16 HD150 系列 X 线发生器透视 KV 控制和高压初级系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
无论手动或自动 KV 失调，KV 表始终指示某一 KV 值。	F-KV Control 电路中 $A_{1\text{-}05}$ 损坏；$R_{4\text{-}09}$ 断路；$C_{1\text{-}10}$ 漏电	测量 $A_{1\text{-}05}$③端，调节 KV，若电位变化 $A_{1\text{-}05}$ 坏了；电位不变化，测量 VIB 点电位变化，检测 $R_{4\text{-}09}$ 和 $C_{1\text{-}10}$
KV 表指示正常，mA 表正常，透视亮度不变	KV 反馈和保持电路故障，如：T_1 线圈、D_1、$R_{1\text{-}01}$、$R_{2\text{-}01}$、$D_{3\text{-}03}$、$Q_{\text{-}01}$ 断路；K_2-F_1 触点接触不良；D_2、$C_{1\text{-}02}$、$C_{8\text{-}01}$ 短路；$A_{1\text{-}01}$、$A_{1\text{-}02}$、$A_{1\text{-}03}$、$D_{3\text{-}04}$、$Q_{1\text{-}02}$ 不正常；$D_{4\text{-}01}$ 击穿	先测量 FAV 电位，无电位存在，逐段检前级；有电位存在，测量后级各测量点波形和电位，均正常，$D_{4\text{-}01}$ 击穿
手动 KV 指示正常，透视无 X 线产生	$A_{1\text{-}01}$ 损坏；$Q_{1\text{-}01}$ 的 C-E 短路；$A_{1\text{-}03}$、$D_{3\text{-}04}$、$Q_{1\text{-}02}$、$A_{1\text{-}04}$、$A_{1\text{-}07}$、$Q_{1\text{-}04}$、$D_{4\text{-}02}$、$D_{3\text{-}05}$、$Q_{1\text{-}03}$、$D_{4\text{-}01}$、FBV 输入波形不正确，T2 线圈断路	先观 D_5 ALARM 灯是否亮，测 FAV 电位高于6.2，检测 FAV 前级正常，检测 $A_{1\text{-}07}$、$Q_{1\text{-}04}$、$D_{4\text{-}02}$；D_5 不亮，检测 FCV 和 FBV 测量点的波形，波形不正确，检测该信号的前级；波形正确，检测后级工作波形
KV 表指示未满度，手动 KV 未完全调至最大，控制台 OVER 灯亮，X 线切断	FVMAXSET 电位偏高，该回路中电位器电阻值改变，$R_{1\text{-}02}$ 电位改变	只需重调 $R_{12\text{-}01}$ 电位器使手动 KV 调节器至最大，FK_3 点电位为6V 再调 $R_{1\text{-}02}$，使 FKV 与 M 点为4V 即可
在自动透视技术下，KV 最大时，OVER 灯亮，X 线切断	TV7 信号偏低；$R_{28\text{-}02}$ IBS-LIMIT-120KV 调整不当或阻值改变	测量 TV7端最大值应为6V，不是，调 IBS；是6V，调 $R_{28\text{-}02}$，使 VIB 为6V
自动透视 KV 反应速度慢，即监视器上亮度不稳定，KV 表来回摆动	此故障可由 IBS 产生电路中的灵敏度和 FV-Control 电路中 R_{18} IBS RES-PONS、R7 SYTSENSE 调整不合适引起	按安装调试说明书重新调整三个电位器即可
手动 KV 透视正常，自动透视，透视刚开始，自动切断 X 线	IBS 产生控制或 VIB 前级故障。如 IBS 至控制台内的引线短路或 IBS 信号很低；A1-0A 至 $A_{1\text{-}10}$ 损坏，形成 VIB 的电路电阻或电位器断路，K_2-F_1 或 K_2-IBS 没工作或在该回路中的触点接触不良	在手动 KV 下进行透视，测量 TV_7 点电位是否随 KV 改变而改变，不变检测 IBS 引线和 IBS 产生控制单元，变，检测后级，先断开 VIB，在其输出侧加3V 左右电位，选择自动透视，在自动透视下观 K_2-F 和 K_2-IBS 应工作，不工作检测其控制部分，反之逐段检测 IBS 控制 KV 的回路中的电位

①高压初级 SCR 工作过程：当 SEC CONT. 电路中 $K_3 - V_{11}$ 触点接通时，其常开触点接通 IGA、IGB 和 2GA、2GB，供给 SCRI – SCR4 控制极触发信号而导通，UV 两相接入 T_1、T_2 在 $K_3 - V_{11}$ 接通约 5ms（90℃）后，$K_3 - V_{13}$ 接通，它的常开触点接通 3GA 和 3GB. 供给 $SCR_5 - SCR_6$ 控制极触发信号而导通，W 接入加到 T_3，从而接通高压初级。

②KV 控制工作过程：由 R – KV 调节器设定的 KV 信号电压 RK_3，或由 AUTO SHOT 电路设定的 KV 信号电压 KR_6，送到 M1 – 01 经 M_{1-01}、D_{1-01} 和 Q_{1-01}KV 发生电路，获得与 RK_3 或 KR_6 成比例的 KV 电压信号 RKV，该信号送到后级合成电路与 mA 补偿合成形成 RPV 信号，并输送至 KVMOTORCONTROL 电路，由 KV 控制电机带动碳轮滑动，当 KV 调节反馈信号 RSV 与 RPV 相等时电机停止运转，从而获得设定的 KV 高压初级电压。

（3）故障检修：如表 6 – 17 所示。

3. 自动曝光点片摄影 KV 和 mA 控制故障检修

（1）电路结构，电路原理图参见相应电路图。

（2）工作过程：来自透视 KV 控制电路的 FKV 信号，输入到起始 KV 设定电路 M_{1-01}、M_{1-02}，经处理后形成 RK_6 电压信号，然后进入摄影 KV 补偿电路 M_{1-03}、M_{1-04}，产生与摄影起始 mA 相对应的 KV 补偿信号 AVM，与 RK_6 一起送入摄影 KV 控制电路确定点片起始 KV 值。M_{1-03} 输出引入摄影 mA 形成电路 M_{1-05}、M_{1-06}，产生摄影 mA 设定电压信号 CR_4 送入 mA 控制电路中设定起始 mA 值。RK_6 经摄影 KV 控制电路处理后形成 RKV 信号，该信号与 AVM 送入曝光终了 KV 显示电路，控制台摄影 KV 表显示出曝光终了时的 KV 值。

（3）故障检修

①摄影 KV 与透视 KV 跟随关系不准确：此故障多为摄影起始 KV 电压设定电路调整不合适或某电阻、电位器的阻值发生变化。正常时，透视 KV 与摄影 KV 的比率关系为；$F-KV_{40}$ 对应 $R-2KV_{70}$；$F-KV_{50}-RKV_{85}$；$F-KVI_{20}-R-KV_{100}$。

先测量 EXPOSURE MODE CONTROLII（简称 EMC – Ⅱ）电路板 FKV 点的电位与透视 KV 变化关系是否正确，正常时，透视，KV 与 FKV 电位关系如图 6 – 14 所示。如对应关系不准确，调校 F – KVCONTROL 电路板上的有关参数；要是关系准确，调整 EMC – Ⅱ R_{11-03}、R_{4-01}、R_{3-01} 使 KR_6 点电位与 F – KV 的关系如图 6 – 15。

②摄影 KV 表无指示（OKV）或不随 F – KV 变：F – KV CONTROL 板至 EMCⅡ的插接件接触不良、EMCⅡ上的 C_{3-01} 漏电或击穿、R_{17-01} 或 R_{19-01} 断路、M_{1-01} 或 M_{1-02} 损坏，K2 – AS2④接触不良等均可引起。

先测 EMCⅡ板 FKV 点电位是否随 F – KV 变化而改变，不变检测前级接插件和 C_{3-01}。FKV 改变，检测后级。

表 6－17　　HD150KV 和高压初级控制系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
手动自动 KV 失调，KV 表指示不变，KV 调节电机不动	RKVCONTROL 板 R_{10-2}断路，4K 插接件接触不良；C1-01漏电；M_{1-01}、D_{1-01}、Q_{1-01}损坏	测量 RK_5点，调节 KV 调节器，该点电位有无变化，无变化，检测4K 接触；有变化，依次检测后级各元件输入输出电位
改变 KV，KV 表变化，但 KV 调节电机不动	MOTOR CONTROL 板 R_{9-01}、R_{9-05}断路；C_{9-01}漏电；M_{1-01}损坏；R_{11-01}断路	测量 M_{1-01}②电位，随 KV 调节不变，测 RPV 电位变化，如变，R_{9-01}或 R_{9-05}断路。M_{1-01}②电位变化，测 M_{1-01}输出，若不变，M_{1-01}损坏；若变，R_{11-01}断路
改变 KV，KV 表变化，但 KV 调节电机只能单向调	M.C 板 D_{1-01}或 D_{1-02}，Q_{1-01}或 Q_{2-01}断路；K-RL 或 K-RU 线圈断路；K-RL 或 K-RU 常开触点接触不良；D_{2-01}或 D_{2-02}断路；RU_1或 RL_1至电机引线断路	改变 KV，观 K-RL 或 KRU 是否工作，那一个不工作，检测那个级控制部分；两者均能随 KV 改变而交替工作，检测 RU_1或 RL_1电压，有电压，检测后级，无电压，检测触点接触、R_{7-01}、R_{7-02}、R_{7-05}、R_{7-06}或 D_{2-01}、D_{2-02}
改变 KV，KV 表变化，但 KV 调节电机置最高	M.C 板 KV 反馈电位器损坏或接触不良；1R 接插件接触不良；R_{9-02}、R_{9-06}断路，M_{1-01}损坏；Q_{1-01}短路	测量 RSV 电位是否正常，正常应为正电位，不是检测前级；是检测后级，方法同上
改变 KV，KV 表变化但 KV 调节电机置最低	M.C 板 R_{6-06}断路；R_{9-01}、R_{9-05}断路；M_{1-01}损坏；Q_{2-01}短路；D_{2-02}击穿短路	测 RPV 和 RSV 的电位 RSV 电位高出正常值，检测 R_{6-01}和15V 电源。正常检测 R_{9-01}和 R_{9-05}及 M_{1-01}电位，检测 Q_{2-01}和 D_{2-02}
摄影曝光工作正常，但照片密度偏低	SCRI-SR_6中某一组或三相中各一个断路，损坏；SCR 单元中某一组或一个触发元件损坏 K_3-V_{11}接通 IGA、IGB 或接通2GA、2GB、或 K_{3-13}接通3GA、3GB 的触点接触不良	将示波器分别接入 T_1、T_2、T_3测量电压波形与 U、V、W 电压波开是否一致（示波器电源隔离且不接地），能较快判断那组的问题。若检测可控硅本身正常，则检测触发电路
摄影曝光指示灯亮，照片未感光	MAGSW-R 未吸合或两组触点接触不良；两组可控硅断路或触发电路不正常	先透视试验，X 线产生，可判断可控硅本身正常；测量可控硅输入端三相电压，无电压，MAGSW-R 不正常，该电压正常，检测触发电路
透视、摄影技术出现 OVER 指示灯亮	SCR_1-SR_6一组或多组可控硅击穿；变压器初级线圈有短路；整流管短路；高压电缆击穿；X 线管漏气等	在切断电源情况下，用表直接测量 SCR_1-SCR_6各可控硅的阳-阴极，可确定可控硅的好坏；若可控硅正常，应检查高压回路
透视正常，摄影时，准备开关按下，OVER 指示灯亮	肯定是 SCR_5和 SCR_6击穿或 C_{1-03}击穿	直接测量 SCR_5、SCR_6和 C_{1-03}或用替代法

③**自动 mA 不准确：自动摄影时间短或长。此故障为 EMCⅡ板自动 mA 电路调整不当或元件损坏、参数发生变化等原因引起。**

按安装调试说明 AUTO SHOT 调整的自动 mA 调整进行重新调校。

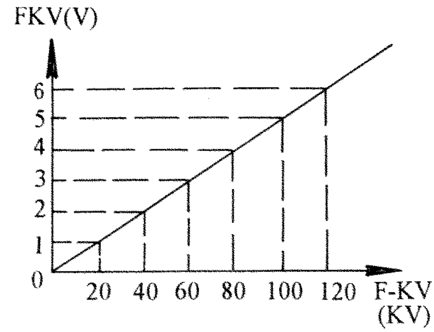


图 6－14 F－KV 与 FKV 的关系

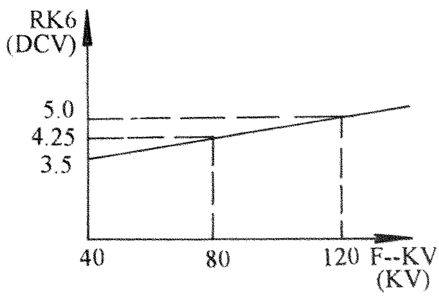


图 6－15 F－KV 与 RK6 的关系

（三）T.01000KV 和高压初级控制系统故障检修

1. 透视 KV 和高压初级控制系统故障 检修该系统透视 KV 由自动控制单元 Z_{48} 自动控制，其结构和工作原理请参考本章第三节第五部分。高压初级为单相，由 DM 带动 KV 调节碳轮在 U 相自耦变压器滑动获取高压初级电压。通过 DS 透视接触器的触点加到高压变压器 T1 的初级，电路原理图参考 T.O1000×1022－2－10。

故障检修如表 6－18 所示。

2. 摄影 KV 和高压初级控制系统故障检修

（1）KV 控制系统的结构：该系统 KV 选择为固定值式，由波段开关或按键选择，控制相应 KV 继电器，继电器的触点接通 KV 设定。还有 mA/KV 补偿、KV 反馈，KV 电机驱动等电路组成。详细电路原理图请参考图 T.O 1000×1022 的 13－17 和 32－34 页。

（2）工作过程：由 KV 选择电路产生 KV 设定信号 KVsoll 和不同 mA 产生的 KV 补偿电压、KV 调节反馈信号 KVist 相加，经放大器放大，送 KV 电机驱动电路，驱动 KV 调节电机 AM 带动自耦变压器的 KV 调节碳轮滑动。当 KVistprim 反馈信号与 KVs0ll.UmA×Ri（mA/KV 补偿）相加为零时、KV 电机停转，所选择的 KV 就设定好了。若 mA 或 KV 改变重复上述过程。

表 6－18　　T.O 1000KV 和高压初级控制系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
透视 KV 偏低，图像亮度低	$Z_{48}D_6$板自动透视1或2的 R_1或 R_3电位器调节不合适。或者阻值改变，使得供给 M_{82}光电倍增管的高压增加，灵敏度高，导致 KV 减低	调校 $Z_{48}D_6$板 R_1或 R_3
透视 KV 偏高，图像亮度强	M_{82}光电倍增管的高压降低，灵敏度低，导致 KV 升高	调校 $Z_{48}D_6$板 R_1或 R_3
透视 KV 不随体位变化而改变	由于 Z_{48}是自动剂量控制公共通道，若其它技术剂量控制正常，则故障在 DM 透视 KV 调节电机控制电路中，如 $Z_{48}D_2$板 V_3无电源供给或其它元件损坏；WR_1触点接触不良；KK_{31}插接件接触不良或引线断路；DM 线圈断路等	在 $Z_{48}D_2$板上检测 M_1点电位是否随体位变化而变化，是，检测 U_1保险、Wr_1、k_{31}和 dm；不是，检测 $D_{2.26}$输入电位变化否，不变检测 D_1板各测量点电位；变检测 D_2、V_3、V_7-V_{16}、V_1、V_2等
透视 KV 到最大	此故障是由于 M_{82}光电倍增管高压低或无，可能原因有：$Z_{48}D_6R_1$或 R_3断路；fR_1或 fR_3的触点接触不良；M_{82}高压控制电路不正常； $D_{56}U_1$保险断路；Z_{48}至 M_{82}的电缆断路等；±15V 电源无	取下 D_5板，检测 $Z_{48}D_6$板 M_1和 M_2之间的电位是否准确，若无电位或很低，检测 fR_1或 fR_3触点和 R_1或 R_3±15V 电源；电位正常检测 D_5板有关元件和 Z_{48}至 M_{82}之间的电缆
透视无 X 线	M16dm 所带碳轮接触不良；T_{11}的 D_1板 U_7熔断；DS 接触器触点接触不良	测量 $M_{16}D_1$板 U_7，没有熔断，测 D_1、31 与 N 之间有无电压，有电压，DS 触点问题，无电压 dm 所带碳轮接触不好
透视正常，但透视 KV 表无指示	$M_{16}T_{13}$线圈断路；D_1板 V_1、C_1、R_{10}、R_{11}断路；M_{21}至 M_{30}、N_{11}、N_{41}的引线断路或接触不良；D_{74}板上的元件损坏或 KV 表损坏	测量 $M_{16}D_1$板1、2之间有无电压（透视时），无电压，T_{13}线圈断路；有电压，检测 D_1板3的电压，无电压 D_1板有元件损坏，有电压测量 M_{16}至 N_{41}之间的插接和引线，即在 $N_{41}D_{74}$的4测量电位，无电位，引线断路或插接不好，有电位，D_{74}板上的元件或 KV 表 D 损坏

当电路出现故障或所选择的 mA 和 KV 超过最大允许值时（Uist > Usoll）保护电路工作。当在曝光过程中，若无 X 线产生或检测电路故障，KVistsec 信号没有时，保护电路工作立即切断曝光。

（3）故障检修：如表 6－19 所示。

3. 高压初级控制故障检修　该系统高压初级控制由 AM 调节设定的三相初级电压，经 SS 接触器触点送至可控硅输入端，曝光过程中，触发脉冲触发其三相可控硅使高压初级接通。详细电路原理图请参考 T.O1000×1022－2 和有关电路。故障检修如表 6－20 所示。

表 6－19　　T.O 1000KV 控

故障现象	故障分析	故障排除
摄影 KV 均高或低	此故障一般不易发现，只有在摄影照片黑或过淡时反应，或在进行质控监测中发现。可能原因有：KV 设定电路的直流电源16.5V 偏高或低；mA×RixCorr 电路10～15V 直流电源不准确；KVist-prim 反馈电路故障；放大和电机驱动电路故障	在发生器的信号测量板 D_{118}板上测量37-36、37-39、1-30三点电位，是否满足说明书中要求的值，不是检测这三个控制电路，反之检测后级控制电路
某一档 KV 开始摄影条件变化大，即输出剂量随 KV 变化曲线在某一档 KV 时发生转折	X1022-34-8A 图中 D_{109}电路板上各档 KV 设定电阻群中某一档 KV 设定电阻的阻值发生改变	测量 D_{118}板37-36点电位，各档值是否是10∶1V 的关系或直接测量 D_{109}板上 R_3-R_{53}电阻群各电阻的阻值。有条件的用 KV 测试仪测量和校准各档 KV 值，或用剂量仪测量 KV 与剂量的关系，并绘制 KV 剂量关系曲线，对照仔细校准
KV 调节电机置最大，过载保护工作	$D_{109}R_{57}$-R_{63}某电阻断路，40VK 从任一档 KVsoll 均在最大；反馈电路故障；放大和电机驱动电路不正确	测量 D_{118}板37-36点电位，改变 KV，电位不变，检测 R_{57}-R_{63}；改变，检测反馈 KVsitprim 信号电压控制和放大，电机驱动电路
KV 调节电机置最小	$D_{109}R_{31}$或 L_{22}槽 D_{139}板 R_5、R_6断路；$L_{22、54}$至 $G_{21.6}$引线断路；反馈和放大，电机驱动电路故障	测量 D_{118}板37-36点电位，改变 KV，电位不变，检测 R_{57}-R_{63}；改变，检测反馈 KVsitprim 信号电压控制和放大、电机驱动电路

表 6－20　　T.O1000 高压初级控制系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
曝光准备时间到后，SS 接触器不工作	旋转阳极控制故障；过载保护电路工作；D_{129}板控制 SS 电路故障；M_{15}上 SS 开关接触不良	参照 X1022－30－8 图，观察 V_{24}、V_{25}灯是否亮（D_{118}板），亮检测有关过载电路；不亮检测 HU 控制和 D_{129}板，这两者正常，$M_1 5S_2$ 接触不好
曝光准备正常，但不能曝光	可控硅触发控制电路或曝光控制电路故障；可控硅断路；SS 接触器没工作或触点接触不良，KV 调节碳轮接触不良	准备过后观 X1022－30－8 图中 V_{21}灯亮否（D_{118}板），SS 不工作，检测 SS 控制；亮，SS 工作，测量 SS 接触器触点输入端三相之间电压正确否，不正确，检测 KV 调节碳轮和引线；正确检测该触点输出端电压，三相电压不对，SS 触点接触不好，电压对，检测可控硅触发和可控硅，曝光控制电路等

故障现象	故障分析	故障排除
曝光准备正常，一按下曝光开关，高压就切断	高压初级断路或控制高压初级通断可控硅击穿短路；高压变压器初级断路或短路；在曝光时高压输出检测电路没有检测到实际输出信号，保护电路工作立即切断 SS 接触器	先观 D_{118} 板上 V_{20} 和 V_{23} 灯是否亮，亮，在准备中测量可控硅输入端三相电压，不正常检测前级，正常检测可控硅有无断路和短路，可控硅正常，有可能高压变压器初级或后级高压部分的故障，检修方法见高压故障检修部分

（四）中高频 X 线发生器 kV 控制和高压初级控制系统故障检修

有关这部分的结构、工作原理和故障检修请参考本节有关部分，这里就不再叙述了。

七、过载保护控制系统故障检修

为了防止 X 线发生器在使用过程中所选择的参数超过该 X 线发生器允许范围，或某部分发生故障产生部分部件损坏，如 X 线管、高压器件等，从而设计了自动保护系统。过载保护是根据 X 线管的功率和 mA、s、KV 三参量确定的。送入过载保护控制的就是这三参量，当这三参量任一个或二个超过一定条件下的允许值，保护电路工作，不能曝光，起到自动保护作用。

（一）XG－200 过载保护控制系统故障检修

该系统电路原理图请参考 XG－200 说明书。

1. **工作过程** 当摄影 KV 改变时，则 028 与 021 之间的电压也同时改变，引起 $R_{11}-R_{30}$ 两端电压的改变，通过 mA 选择开关与控时保护继电器 SJ_1-SJ_5 的搭配选择，使过载保护信号电压加至测量比较电路 $B_{10}-B_{22}$ 之间，并通过测量比较电路加到 NPN 晶体管的基极和发射极之间，当摄影 KV 超过容许值时，则基极为负，NPN 管截止，GBJ 不工作，切断摄影接触器 SC 的通路。同时过载继电器 GDJ 工作，使过载指示灯亮，告知过载。同样当 mA 或 s 在一定 KV 下任一个参量超出容许值时，都能给出过载信号阻止曝光。

2. **系统故障检修** 如表 6－21 所示。

表 6－21　　XG－200 过载保护系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
任何状态下过载指示灯均亮	KB 变压器 021 和 028 无电压供给或线圈断路；整流桥 R_9、R_{10}、平衡桥 B_{10}、B_{22}、$3DK_4$、与 $3DK_4$ 发射极相连的 $2CP_{12}$、GBJ 线圈断路；0－11 无电源供给	测量 B_{10} 与 B_{22} 之间的电位是否随 KV、mA、s 改变而变化，变，检测平衡桥、$3DK_4$、ZCP_{12}、GBJ 和 0－11 电源；不变，检测 KB 供电和它本身，整流桥等部分
任何状态下均不过载	此故障危险性很大但使用人员不会注意，一般在大检修或质控监测过程中发现，可能原因有：B_{10} 引线断路；平衡桥 $2DW_1$ 断路；SJ_1－SJ_5 制电路无电源供给；$3DK_4$ 击穿等	同上
某一档 mA，某一档 s，在任何 KV 情况下均过载	某档 mA，某档 s 选择继电器触点接触不良或引线断路；某电位器调整不当	检测 s 选择 SJ_1－SJ_5 触点接触，若接触良好，调整有关电位器，使其恢复正常

（二）HD150 过载保护系统故障检修

该系统是一种保证 X 线管使用在额定负载之内，预示最大额定值百分数，防止过电压和超低电压以及超 mA 运行的保护性电路。负载因素的允许值是因技术方式而异，间隙性曝光，允许负载因素控制在最大额定值的 80%。如果设定的负载因素（mA、KV 和 s）超过上述允许百分数，保护电路起作用，不能曝光。

系统由 KV×mA×s 信号形成电路，执行电路，过管电压保护电路，发射限制电路组成，电路原理图参见相应电路图。

故障检修如表 6－22 所示。

表 6－22　　HD150 过载保护系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
任何状态下控制台上 OVER 指示灯均亮	RKV 设定电路故障使得 RKV 信号电压过高或过低，O.L.P 板 2P 插接件接触不好；O.L.P 板某放大器工作不正常；Q_1 击穿等	测量 O.L.P 板上 LN、RKV、PN 等信号是否符合说明书中给定范围值，不是检测各有关电路；是检测 D_{1-03}、D_{1-04}、D_{1-08} 输入端的电位，判断那一路的故障，那一路电位不正常，检测那一路，若电位均正常，Q_1 击穿，更换即可

故障现象	故障分析	故障排除
过载保护失效	此故障是十分危险的，因使用人员不会注意到，只有检修或质量监控时发现。可能原因有：O.L.P 板 5P 插接不良；无电源（±15V ±12V）；Q_1、K_2－OLP 线圈断路；R_{25-01} 断路 D_{1-03}、D_{1-04} 断路：M_{1-01}、M_{1-02}、M_{1-03} 或有关电位器损坏；RKV 电路故障，RKV 信号电压不正常	测量 O.L.P 板 D_{1-03}、D_{1-04} 输入端电位，若无电位，检测 ±12V、±15V 供电，供电正常；检测 RKV 和 M_{1-01} ～ M_{1-03}；若 D_{1-03}、D_{1-04} 输入端电位正常，检测 Q_1 基极电位，无电位，检测 R_{25-01}、D_{1-03}、D_{1-04}、有电位，Q_1 或 K_2－OLR 线圈断路

（三）T．O1000 过载保护系统故障检修

该系统由信号产生电路所产生信号分别为 Uigj（模拟 mA 计算值）、Uigq（mA 设定模拟值）、Uigu（设定 KV 模拟值）、Uigt（设定 S 模拟值）和 Uigp（按 X 线管焦点预设定功率模拟值）、Uigt（X 线管最大容许 mA 模拟值），和设置、执行电路组成。详细电路原理图请参考 T.O 1000×1263－18、19、19A、20、21、22 图。

当给定条件下，Uigj、Uigu、Uigt 任何一参量的电压超过允许范围时，过载保护执行电路工作，从而阻止曝光。

该系统的故障检修与前两种 X 线发生器基本类似，这里不再列出，只是把各测量点的正常电压值列出，当有故障时，只要测量这些点电压就能很快找出故障所在范围。这些电压均在 D_1 16 板上测量，它们是：

（1）Uigj 与 mA 值对应关系：见表 6－23。

（2）Uigq 与 mA 值之间的关系：见表 6－44。

（3）Ugiu 与 KV 值的关系：见表 6－25。

表 6－23　　UigJ 与 mA 值对应关系

Uigj①－②（V） ±2%	mA
0.5	10
1.0	12
1.5	16
2.0	20
2.5	25
3.0	32
3.5	40
4.0	50

Uigj①－②（V） ±2%	mA
4.5	64
5.0	80
5.5	100
6.0	125
6.5	160
7.0	200
7.5	250
8.0	320
8.5	400
9.05	00
9.56	40
10.0	800
10.5	1000

表 6－24　　Uigq 与 mA 值的关系

Uigq（V）①－②（V） ±2%	mAS
11.5	3
12.0	4
12.5	5
13.0	6
13.5	8
14.0	10
14.5	12
15.0	16
15.5	20
16.0	25
16.5	32
17.0	40
17.5	50

Uigq（V）①－②（V） ±2%	mAS
18.0	64
18.5	80
19.0	100
19.5	120
20.0	160
20.5	200
21.0	250
21.5	320
22.0	400
22.5	500
23.0	640
23.5	800

表 6－25　　Uigu 与 KV 值的关系

Uigu②－⑥（V） ±2%	KV
2.35	25
	30
2.5	32
2.70	35
3.00	38
3.00	40
3.45	42
	48
3.50	50
3.60	52
3.70	55
3.90	60

Uigu②－⑥（V） ±2%	KV
4.00	63
4.10	66
4.20	70
4.30	73
4.40	77
4.55	81
4.60	85
4.75	90
4.90	96
5.00	102
5.15	109
5.45	125
5.60	133
5.75	141
5.85	150

（4）Uigp 与 X 线管焦点功率、s 的关系：见表 6－26。

表 6－26　　Uigp 与 X 线管焦点功率、s 的关系

+（s）	P_{12} R Uigp（V） ±2%	P_{30} R U1gp（V） ±2%	P_{50} R Uigp（V） ±2%	P_{70} R **测量点** Uigp（V） ±2%	**测量点**
0.01	10.8	12.7	13.9	14.7	⑥－（16）
0.1	10.7	12.7	13.7	14.5	⑥－（15）
0.4	10.2	12.41	3.41	4.2	
0.64	10.1	12.3	13.3	14.0	
0.8	10.1	12.2	13.2	13.8	
1.0	10.0	12.0	13.1	13.7	
1.2	10.0	12.0	12.9	13.5	
2.0	9.8	11.8	12.5	12.9	
2.5	9.7	11.6	12.2	12.7	
3.2	9.6	11.4	12.0	12.3	
5.0	9.1	11.0	11.4	11.7	

（5）Uigt 与时间 t（ms）的关系：见表 6－27。

表 6－27　　　　Vigt 下时间 t（ms）的关系

Uigt④－（13）（V）±2%	ms
2.4	5
3.5	10
4.0	12
4.5	16
5.0	20
5.5	25
6.0	32
6.5	40
7.0	50
7.5	64
8.0	80
8.5	100
9.0	120
11.5	400
12.5	630
13.0	800
14.0	1250
14.5	1600
15.0	2000
15.5	2500
16.0	3200
16.5	4000
17.0	5000

（四）中高频 X 线发生器过载保护系统故障检修

中高频 X 线发生器过载保护系统其控制参量也是根据一定的 X 线管的功率，允许 KV、mA 和 s 值最大范围而限制的，它完全由软件自动限制。故一般不会出现故障，有故障多为软件问题，无法检修，只有更换。

八、X 线管旋转阳极启动控制系统故障检修

旋转阳极 X 线管转子和定子构成单相异步式感应电动机。为了提高阳极的热容量，在 X 线管加高压之前使阳极旋转，有低速（2800r/min）和高速（8000r/min）两种。该系统由转子、定子、剖相电容器、电压切换和保护电路组成。下面分别讨论低速和高速旋转阳板启动控制系统的一般结构，工作过程和故障检修。

（一）XG－200 旋转阳板启动控制系统故障检修

1．结构　该系统为低速旋转阳板启动装置。由启动线圈 QQ 和运转线圈 YQ，剖相电容 C、切换、保护和启动控制等组成。

2．工作过程　当 PA 接通（曝光手开关准备挡），SFJ 工作，ZSFJ 触点闭合，电流流经 YQ、LJ、lJ 工作，触点闭合，电流经 C、YJ、QQ，旋转阳极启动。随着启动速度的增加，C 两端电压升高，旋转阳极转速达到额定值时，YJ 工作，LJ 落下，SRI 串入 YQ 回路。当 0.8Sec 延时到后 XSJ 工作，接通 FZJ，FZJ_{1-2} 断开，阻抗器 XLK 接入，使旋转阳极运转电压在几十伏状态下运行。

3．故障检修如表 6－28 所示。

表 6－28　　XG－200 旋转阳极启动控制系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
旋转阳极不启动，不能曝光	定子绕组 YQ、QQ 断路和短路，剖相电容 C 击穿或断路；SFJ 线圈断路或 ZSFJ 触点接触不良，ZFZJ 触点接触不良；WJ 触点接触不良，LJ 线圈断路；回路中引线脱开或断路，101 与 102 电压不正常等	首先测 101 与 102 是否有 220V 交流电压，无电压检测保险和引线；有电压，按下 PA，观察 SFJ 工作否，不工作 SFJ 线圈断路或引线断路，SFJ 工作，检测 ZS－Fj_{1-2} FZJ_{1-2} 触点，用测量电压法，若正常，测量 101 与 295、297 之间的电压，电压正常检测定子绕组和引线剖相电容 C，测量定子绕组，可用万用表欧姆档，直接测两绕组欧姆值，正常在十几至数十欧姆，启动线圈比运数线圈阻值大；电容器应断开引线测量电容值。
旋转阳极启动速度慢	剖相电容器 C 漏电或容量减少	用替换法，替换 C 或直接测量 C
旋转阳极启动速度慢，X 线管管套发热	C 容量减小或变质，旋转阳极定子绕组匝间短路或对地轻度漏电	C 检测用同上方法，定子绕组可用直接欧姆测量法判断

故障现象	故障分析	故障排除
旋转阳极启动正常，但不曝光	YJ 线圈断路：LJ 触点（串入线圈回路）接触不良；SR2 断路，连接至 YJ 线圈的引线脱开或断路；串入 XSJ 回路 YJ 触点接触不良	在旋转阳极准备期间，观察 YJ 是否工作，工作检测串入 XSJ 回路中的 YJ 触点；不工作测量 YJ 线圈两端有无电压，检测 LJ 触点和 SR_2，有电压，YJ 线圈断路

（二）STARTER－3 旋转阳极板启动控制系统故障检修

1. **结构** 该启动器采用了半导体元件，电路简单，故障率低，易于保养与维修，广泛用于低速旋转阳极 X 线管。

2. **工作过程** 接通曝光开关的预备级，AC_{100}V 即加到端子 2，继电器 K_1 工作，接通定子线圈电源，旋转阳极开始转动。

如果上述工作正常，那么，主线圈中的电流流过电阻 R_2，而副线圈中的电流流过 R_3，它们各自的端电压分别使光电耦合器件 D_7 和 D_3 中的发光二级管通以电流，其可控硅部分在光作用下而导通。

因此，延时电容器开始充电，充电电路是：AC_{100V}→端子 2→R_{10}→整流二极管 D_8→D_3→D_7→R_6→延时调整电阻→延时电容器→端子 1→0V。经过一段时间后，延时电容器两端的电压升到继电器 K_2 的工作电压值，K_2 立即吸合。

由于 K_2 工作，双向可控硅 D_1 因其控制极电路开路而关断。与此同时，经过 0.02 秒后继电器 K_3 工作，一方面定子线圈的工作电压由 125V 切换为 40V；另一方面端子 7 和 8 形成通路，接通曝光电路。台面上的“READY”灯亮，表示准备就绪，旋转阳极转速计上升到规定值，曝光可以开始。

3. **故障检修** 如表 6－29 所示。

表 6－29　　STARTER－3 旋转阳极启动器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
旋转阳极不启动，READY 灯不亮，不能曝光	F_{-1}A、F_{11}A 熔断；K_1、K_2、K_3 触点接触不良；D_1 断路；C_9 剖相电容器击穿或断路；K_1 线圈断路；D_3 或 D_7 断路；X 线管定子绕组断路或 X、Y、Z 三引线连接端脱开松动，引线断路等	先测量 F_{-1}A、F_{-11}A 两端有否 125V 电压，没有电压 F_{-1}A 或 F_{-11}A 熔断，找出熔断原因后，更换保险；有电压，在准备时，观察 K_1 工作否，不工作检测 K_1、K_2、K_3 触点接触、D_1，直接测量 X、Y、Z 之间的电压，有电压，检测其引线和定子绕组或剖相电容 C_9
旋转阳极启动速度慢	C_9 剖相电容器变质	用同样容量电容器代换或直接测量

故障现象	故障分析	故障排除
旋转阳极启动速度慢，X线管套发热	C_9漏电容量减少，旋转阳极定子绕组匝间短路或对地轻度漏电	直接测量定子线圈的欧姆数可判断
旋转阳极启动正常，但READY灯不亮	D_8、R_{10}、R_6、R_3、D_3和D_7的4.5端断路；K_2、K_3线圈断路；K_3回路中K_2触点接触不良等	准备时，测量C_4两端有否电压，无电压，R_{10}或D_8断路；有电压，测量R_{16}和1端与R_6两端的电压情况确定D_3、D_7是否好，R_{16}无电压，D_3不好，R_6无电压D_7不好，电压均正常，观察K_2工作否，工作，观察K_3工作否，不工作K_2触点接触不良

（三）POLYPHOS－30M旋转阳极启动控制系统故障检修

1. **结构**　该系统比岛津STARTER－3更简单，可靠性比较高，因为几乎全是晶体管元件控制，电路原理图如图6－23所示。

2. **工作过程**　曝光准备开关按下，ZB变低，HR吸合HR_4和7闭合，同时WR吸合，触发J_{19}导通，电流流过定子线圈，旋转阳极开始启动运转，R_{256}上产生的电压送到J_{17}和J_7形成BR_1信号，该信号送至CPU，监示阳极是否工作。

当1.2s延时到后，WR落下，R_{21}或R_{22}串入J_{19}触发回路，控制其导通角，使输入定子的电压降低维持运转。

曝光结束后1.2s，ZB信号变高，HR落下，切断J_{19}触发控制，切断定子电源，同时CPU发出ZBlls低信号（11s）J_{18}导通，脉动直流加在定子线圈起制动作用。

3. **故障检修**　如表6－30所示。

表6－30　POLYPHOS－30的旋转阳极启动控制系统故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
准备期间控制台指示KV显示器Err，mAs显示器显3转或5，旋转阳极不运	F_1熔断，WR_4和7、HR_4和7触点接触不良；J_{19}损坏；R_{23}断路；控制器至X线管套0、Ⅰ、Ⅱ三引线接触不良或引线断路；定子绕组断路	观B_1指示灯，不亮F_1熔断或220V电源无；亮，检测OV_L与J_{19}的3有无电压，无电压检测J_{19}和WR_4和7、HR_4和7触点；有电压，检测D_{13}插接件，0、Ⅰ、Ⅱ引线和定子线圈。在进行上述检测时，将D_{13}板延伸出来，取下延伸板B_{26}、Z_{26}跨接条靠板侧输入OV，使WR、HR工作
旋转阳极启动速度慢	C_6容量改变或漏电J_{19}性能变差、导通程度不好，电压变低	用代换法，代替C_6和J_{19}

故障现象	故 障 分 析	故 障 排 除
旋转阳极启动速度慢，X 线管套发热，F_1 常熔断	C_6 变质；J_{19} 性能变差；定子绕组匝间短路或绕组对地轻度漏电等	同上，代换 C_6 和 J_{19}；直接测量绕组欧姆值即可
旋转阳极启动正常，但同样有 Err3 或 Err5	R_{24} 断路；V_{10} 击穿 R_{19} 断路；J_7、J_{17} 损坏 D_{13}、Z_{22} 接触不良	取下 D_{13} 板，测量 R_{19}、R_{24}、V_{10} 正常否，正常，检测 J_7、J_{17} 的输入输出判断其好坏，J_7、$J_1$7 工作正常，D_{13}、Z_{22} 接触不好
曝光结束后旋转阳极不制动	V_{22}、R_{18}、R_{20} 断路；J_{18} 损坏；无 ZB11Sec	取下 D_{13} 板测量 V_{22}、$R_{18、20}$，正常，取下 Z_4 跨接输入低信号，若制动产生，2B11sec 信号不对，反之 J_{18} 损坏

（四）岛津 SA－40 旋转阳极启动系统故障检修

SA－40 型高速旋转启动系统是用来驱动旋转阳极 X 线管之阳极作高速旋转的一个装置，该装置采用了晶体管变频系统，结构紧凑，重量轻，并具有包括 RPM（每分钟转速）控制功能在内的许多优点。

1. 结构　该启动系统由下述的三块印刷电路板（P.C.B）及其附属电路组成：

端子单元（接线图 501－07814）；

电源单元（接线图 501－07813）；

控制单元（接线图 501－07813）。

结构框图如图 6－17 所示。

各 P.C.B 的功能如下：

端子单元：与外部单元连接，发出和接收输入和输出信号。

电源单元：整流，电压转换，过电流保护和变频等。

控制单元：通过输入信号实行对电源单元的控制。

注意：SA－40 的电源一般直接连接到 X 线控制台的自耦变压器，没有专用绝缘变压器，电源电路对于机壳（地）存在有一个电位差，因此，千万不要把总电源电路以及它的输出端子与地相连；绝对不要把示波器与地相连；不要把检测端子 GNDS（⊥）与 XOV（↓）或 EARTH（⏚）相连。在使用示波器时要特别注意！

2. 工作过程　SA_{-40} 的工作过程，主要是电源单元的工作过程，故这里以电源单元为主介绍其如何工作。

SA_{-40} 的基本电源电路大致分为整流电路、电压转换电路和变频电路等三个部分（图 6－18）。现分别介绍如下。

（1）整流电路：该电路把从外部输入的 AC 电源进行整流和滤波使之成为 DC 电源，过程如下：AC 输入的第一个半周经可控硅 Q_{1-01} 之后给电容器 CA 充电，流向如线路①所示；下一个半波经 Q_{1-02} 给 CB 充电，流向如线路②所示。由于 CA 和 CB

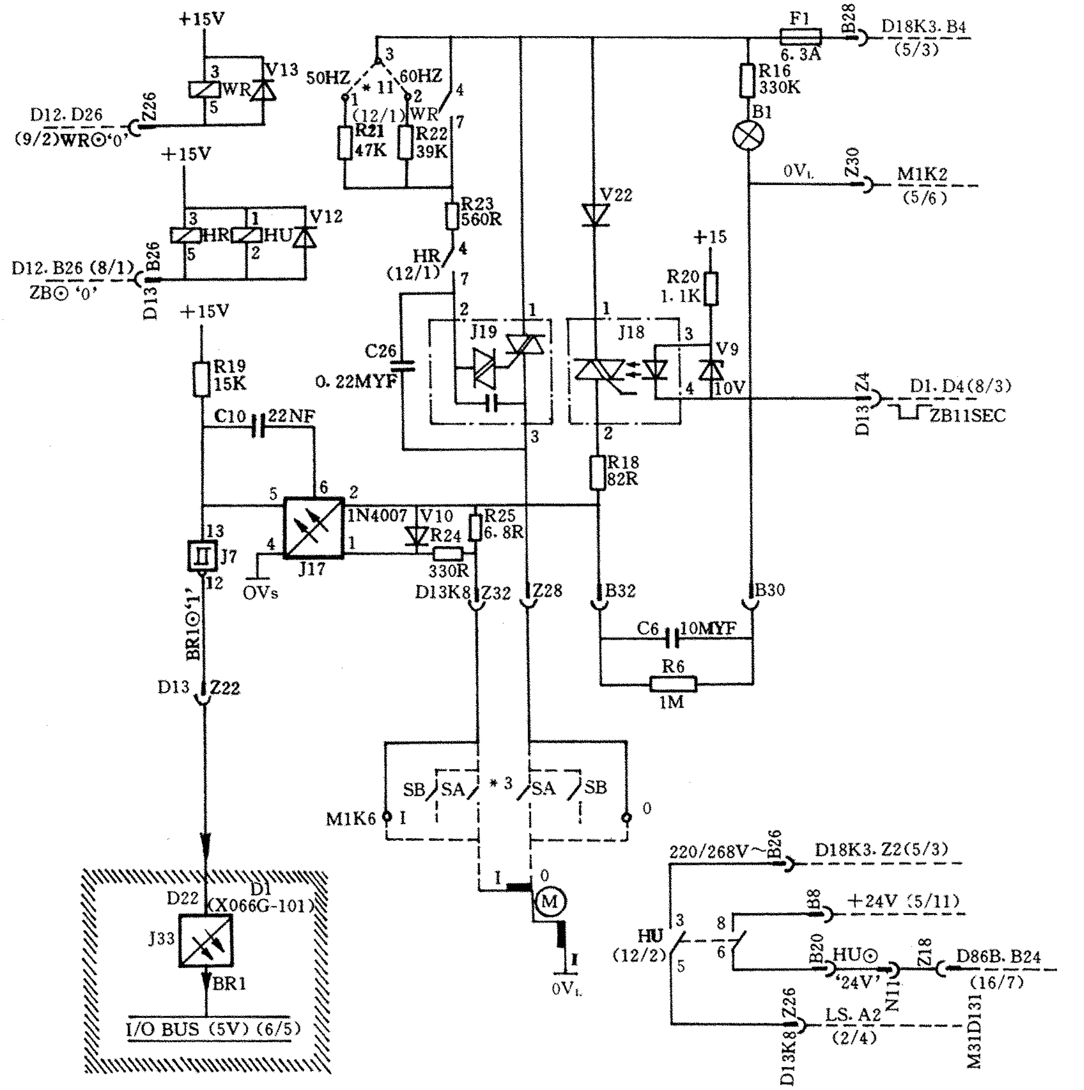


图 6－16　polyphos－30 旋转阳极控制原理图

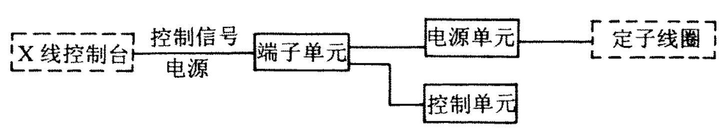


图 6－17　SA－40 旋转阳极系统组成框图

是串联的，所以 A 和 C 点间的电压约为 DC360V（空载时）。换句话说，X 线管阳极高速旋转所需的电压是经过倍压整流电路获得的，可控硅 Q_{1-01} 和 Q_{1-02} 的开与关是

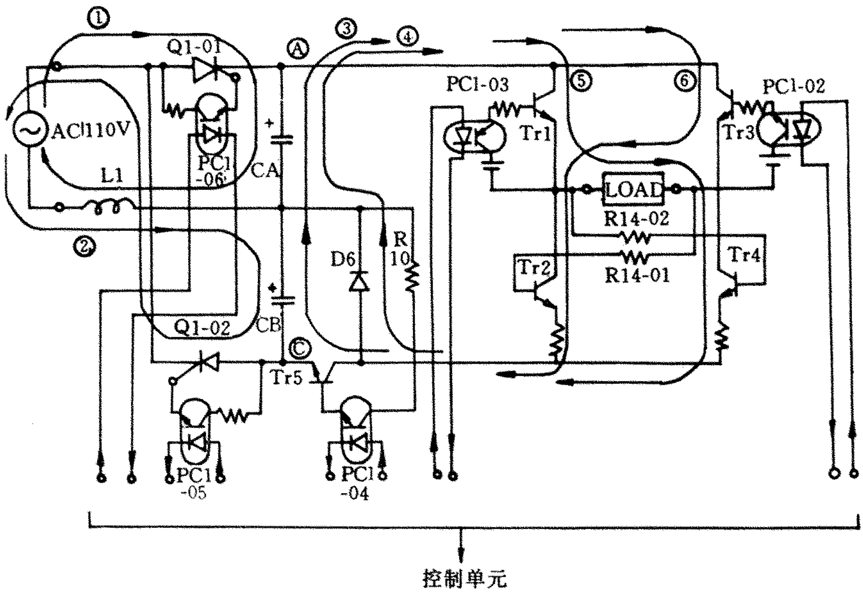


图 6－18　SA－40 电路原理简图

由控制单元通过对光电耦合器件 PC_{1-05}和 PC_{1-06}实行通断控制实现的。

（2）电压转换电路：X 线管阳极高速旋转需要的电压大约为 300V（负载时），而常速旋转只需这个电压的 1/2，因此该电路要根据旋转速度来转换电压，转换由 Tr5 完成。Tr5 关断时（即 PC_{1-04}的控制信号关断时），负载电流如通路④所示，经过二级管 D_6 回到 CA；也就是说，此时只有 CA 是供给负载电流的电源，负载电压约为 150V，也就是常速旋转电压。Tr5 导通时（即 PC_{1-04}的控制信号被加上时），D_6 因在反向电压作用下而关断，负载电流如通路⑧所示经过 Tr5 回到 CB，因此负载电压跨于 CA 和 CB 的两端，约为 300V，这就是高速旋转电压。

（3）变频电路：大功率三极管 Tr1～Tr4 组成了桥电路。控制桥电路的是光电耦合器 PC_{1-02}和 PC_{1-03}，它们根据控制单元送来的信号交替地通和断，由于控制单元中逻辑电路的作用，如果 PC_{1-02} 导通，则 PC_{1-03} 截止；反之，PC_{1-02} 截止，则 PC_{1-03}导通。现假定 PC_{1-03}导通，则 Tr1 导通，同时 Tr4 也导通（基流经 R_{14-0}）；因此，负载电流如通路⑤所示回到电源。如果是 PC_{1-02}导通，那么 Tr3 和 Tr2 则导通，负载电流如通路⑥所示。它们交替地往复工作，使负载电流变成需要的交流。这就是说，该电路把整流后的直流又变换为一种交流，然后供给负载（X 线管阳极启动器）。它的工作频率由控制单元决定，可变换为 50、60 和 180Hz 三种频率。

3. 工作方式、输入输出波形和工作程序为了便于维修，这里给出各工作方式的输入、输出波形和工作程序，当该系统出现故障时，按工作程序和输入、输出波形就能较快地找出故障所在，故在此也不再列出故障检修。

各工作方式的输入、输出波形如图 6－19 和图 6－20。工作程序如图 6－21、图 6－22 和图 6－23。

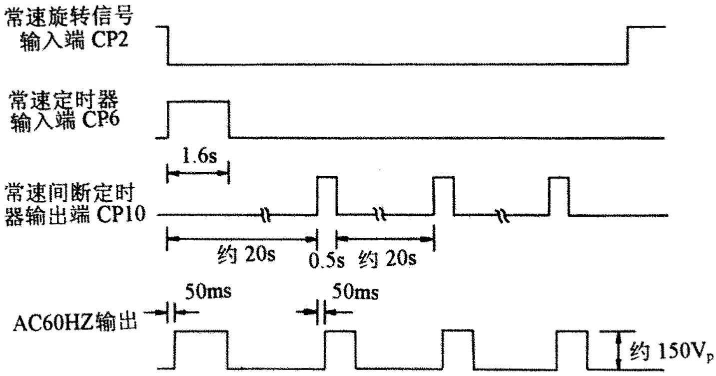


图 6－19　常速旋转方式输出波形图

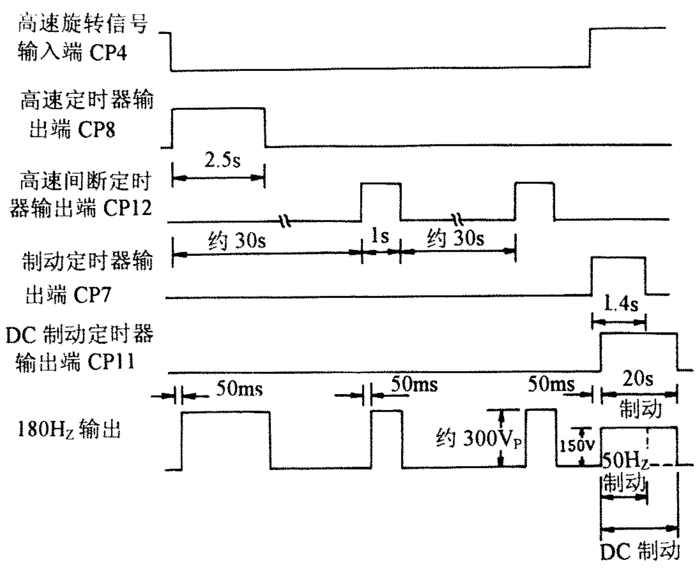


图 6－20　高速旋转方式输出波形图

（五）POLYDOROS 系统 X 线发生器高速旋转阳极启动系统故障检修

POIYDORSO 100X 线发生器采用由西门子公司研制出来的功能齐全的标准的旋转阳极起动装置 N_{81}。它满足阳极起动电路各方面的要求，比如为阳极定子提供低、中、高各种频率的电源；起动和维持旋转的不同电压；起动后转速的监测；曝光结束后的制动等等。所有功能和监测都是在微机的控制下按一定的程序进行的。

1．结构　N_{81} 由电源组件和控制电路组件构成。前者是为阳极定子提供所需要

图中符号意义

符号	意义
ON	接通
OFF	关断
N.S.R	常速旋转
H.S.R	高速旋转
F—S	透视点片
N.S.R.T	常速旋转定时器
H.S.R.T	高速旋转定时器
T	定时器
ms	毫秒
O.C.R	过电流保护

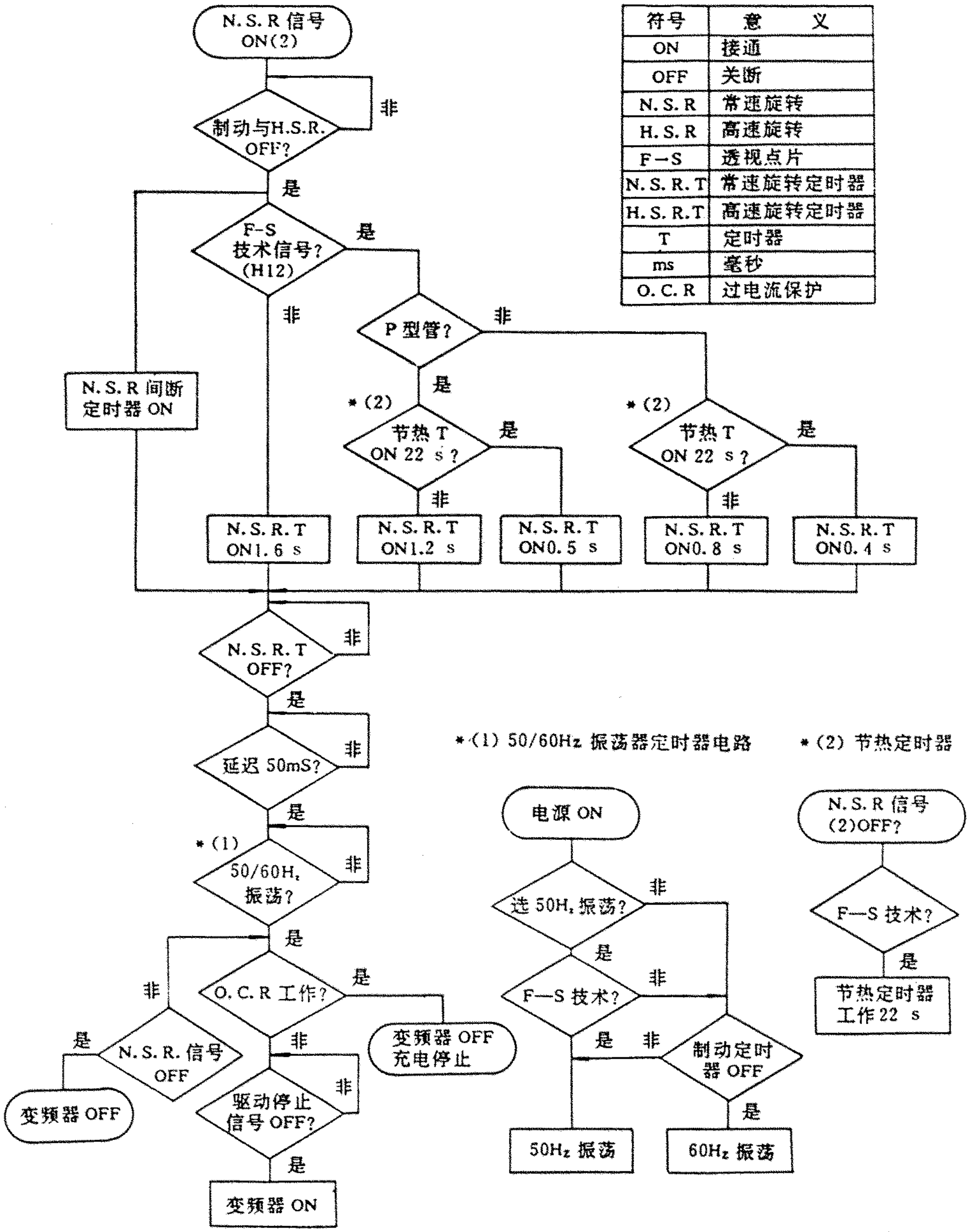


图 6－21　常速旋转方式工作程序流程图

的电源（不同频率和电压），主要由三相可控桥式整流电路、逆变器、相移电路和定子线圈等组成。后者是以微处理为中心，通过各种接口电路，实现对起动全过程的控制和监测。

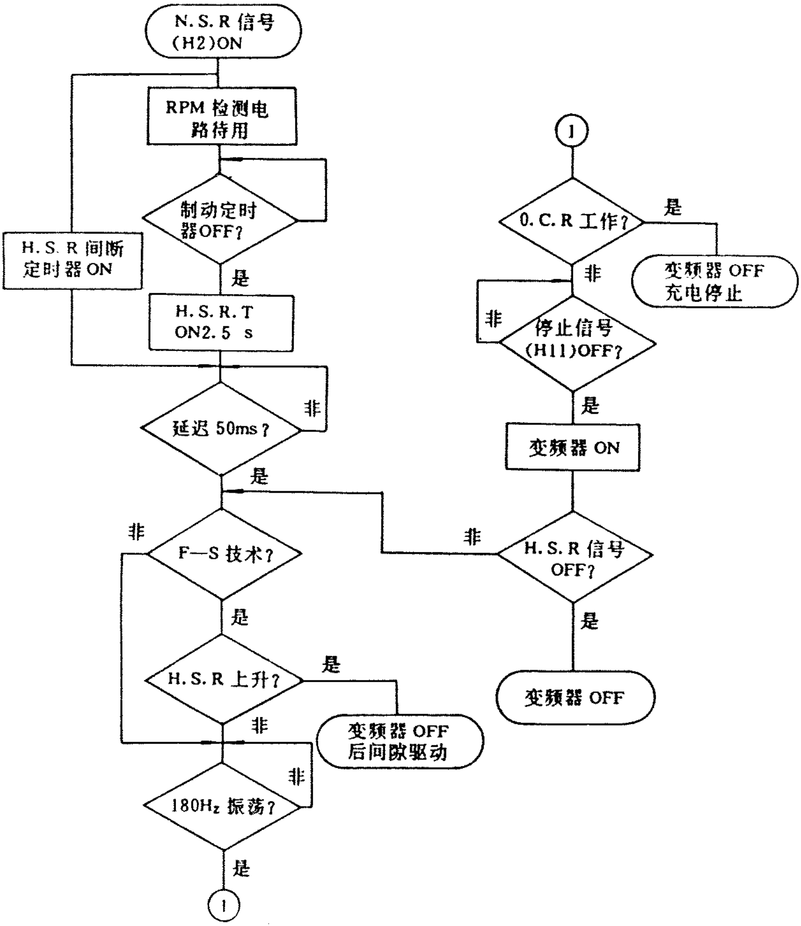


图 6－22　高速旋转方式工作程序流程图

2. **阳极定子的启动原理**　N_{18}的电源组件构成了阳极定子的启驱动电路如图 6－24 所示。

三相 380V 电源由 R、S、T 加到由 V_1、V_2、V_3 三组共六个可控硅组成的可控三相整流桥，即中间直流电压电路。输出的直流电压 Uz 的高低是由阳极定子工作状态来决定的。比如摄影工作时有：准备期间，Uz = 160V；起动加速时，Uz = 500V（电网 380V）；维持旋转时，Uz = 120V（180Hz 工作）或 Uz = 160V（60Hz 工作），制动时，Uz = 160V。实际上，Uz 的变化是控制整流桥中可控硅导通角，即通过改变触发脉冲的相移来实现的，这也是由微处理器（MPU）根据固化程序进行的。

中间直流电压经电容器（C_{20}、C_{21}和 C_{22}、C_{23}）滤波后送到逆变器。逆变器的作用是把直流电压变换成交流电压，逆变器的输出频率视旋转阳极所要求的旋转速度而定。高速管要求起动电压的频率一般为 180Hz，它的旋转阳极的转速约为一般 X

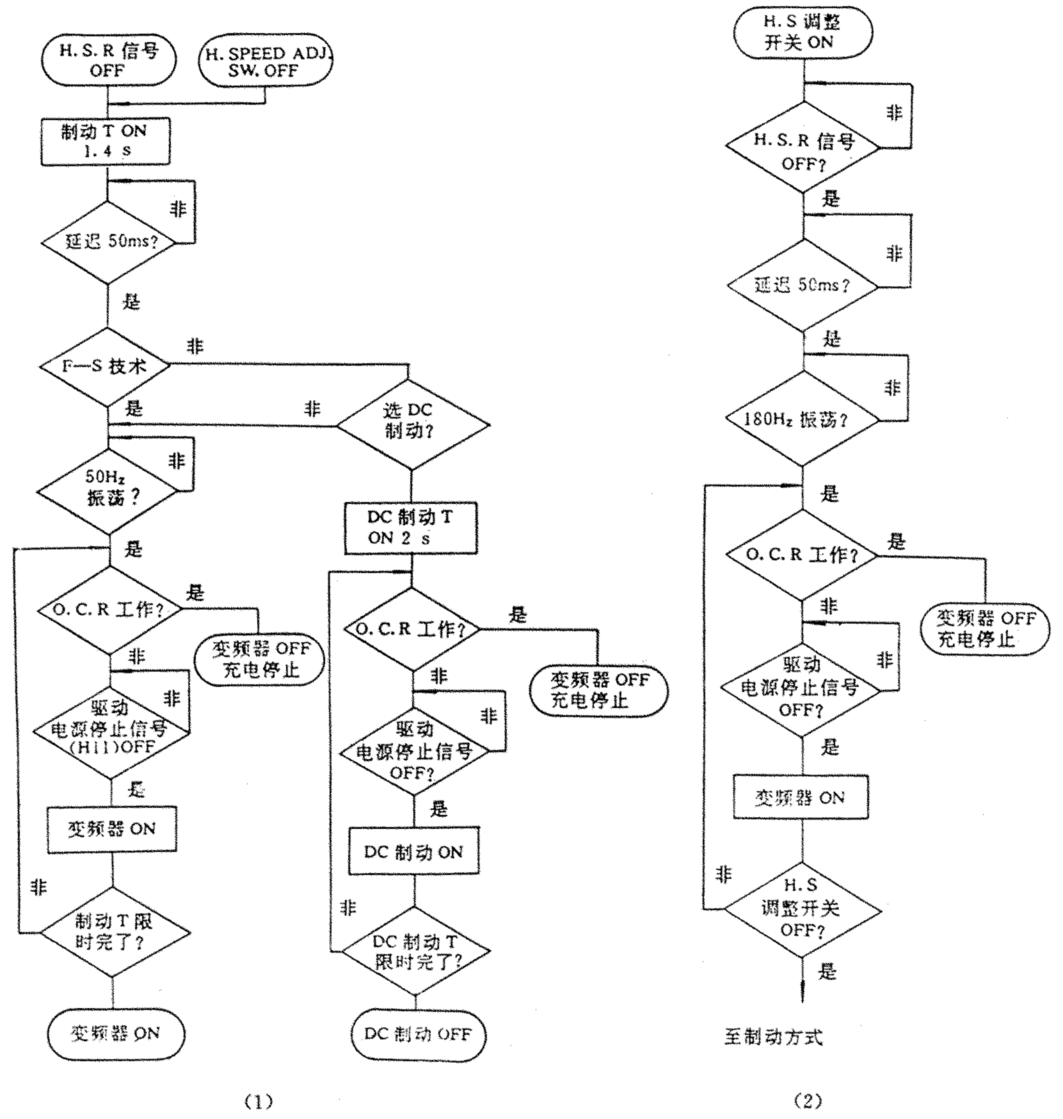


图 6–23　制动方式和高速旋转调整流程图
(1) 制动方式；(2) 高速旋转调整

线管转速（起动电压的频率为 60Hz**）的三倍。逆变器的可控硅分二组，**V_1/V_2、V_3/V_4 **是交替被触发导通的。为了使后一对可控硅，被触发导通前能关断已导通的前一对可控硅，电路上加上了双绕组扼流圈** L_1 **和** L_2**。现首先假设可控硅对** V_1/V_2 **被触发导通，如图** 6–25 **所示。由** Uz **产生的电流由“正”端经** R_6、V_1、L_2-a **到定子绕组**Ⅱ**、**0 **经** L_1-b、V_2、R_7 **回到** Uz **的“负”端。这时** C_3、C_4 **被** V_1、V_2 **短路，而** C_1、C_2 **则被** Uz **充电到所加的直流电压。在** V_1/V_2 **触发脉冲切断，而** V_3/V_4 **被触发**

导通时，就有一个方向相反的电流流经定子绕组。在此同时，C_1、C_2 通过 V_4、V_3 迅速放电，C_2 放电的脉冲电流流经 L_2-b，从而在 L_2-a 产生一个电压脉冲，结果使 V_1 的阴极电位比 V_1 的阳极电位为正，因此可控硅 V_1 因失去维持电流而截止；同理，C_1 的放电，使 L_1-b 产生一个电压脉冲，使 V_2 的阳极电位比 V_1 阴极电位为负而截止，上述工作原理也适用于 V_3/V_4 先导通，V_1/V_2 后导通的情况。V_3/V_4 导通时，电流经 R_6、V_4、L_1-a 到定子绕组 0、Ⅱ，经 L_2-b、V_3。R_7 回到 Uz 的"负"端。上述 V_1/V_2、V_3/V_4 交替导通的过程，就形成一个交变电源加在定子线圈两端，波形接近方波，频率由逆变可控硅的触发信号频率决定。

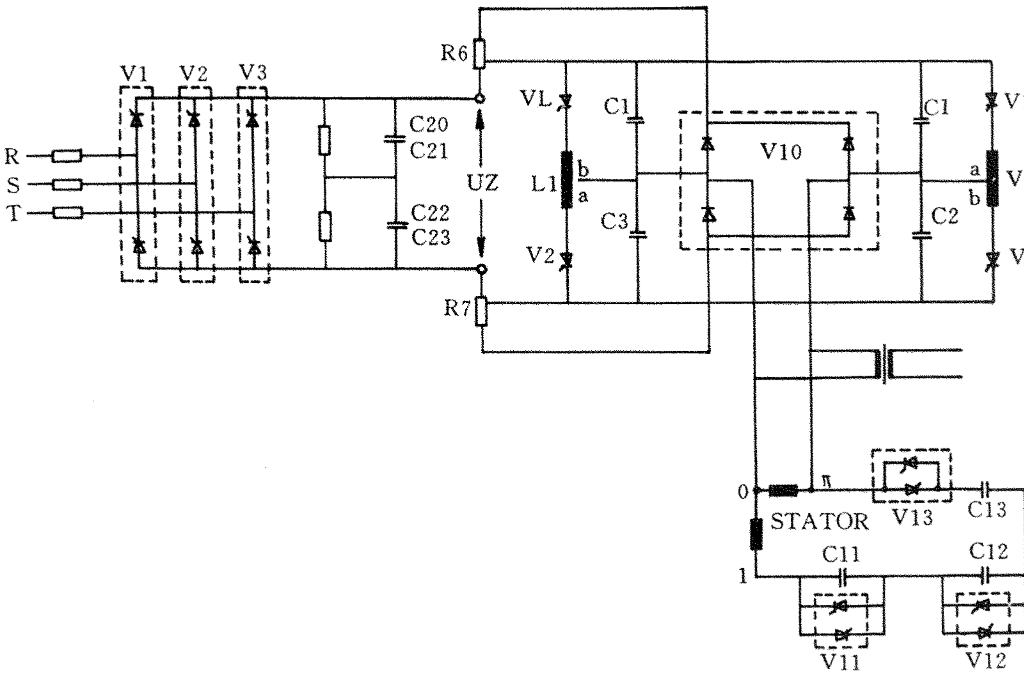


图 6－24　定子启动原理图

图 6－25 中，a、b、c、d 为阻尼二极管，为避免电容放电时与相应的电感线圈发生振荡。比如 C_1 放电后，为防止 C_1 与 L_1 的 a 段电感线圈发生振荡，L_1 的 a 线圈中电流将沿 d、R_6、V_4 通路流通，并把能量消耗在 R_2 上。

一定频率的电源加到主线圈Ⅱ上，并且通过移相电容 C_{11}、C_{12}、C_{13} 接到起动线圈Ⅰ上。由于电源频率有很大的变化范围，为配合不同频率的电源相移 90°的要求，所以相移电容的容量也要有较大的变化。这里用三个可控硅导通状态的组合来实现四种相移电容量（配合四个电源频率）的变化。即输出第一种频率时，三个可控硅全导通，相移电容为 C_{13}（22μF）；输出第二种频率时，C_{13} 与 C_{11} 串联（11μF）；输出

第三种频率时，CV 13与 C_{12} 串联（6.8μF）；输出第四种频率时，C_{13}、C_{11}、C_{12} 三者串联（5.2μF）。这些控制工作是由 MPU 按固化程序来完成的。

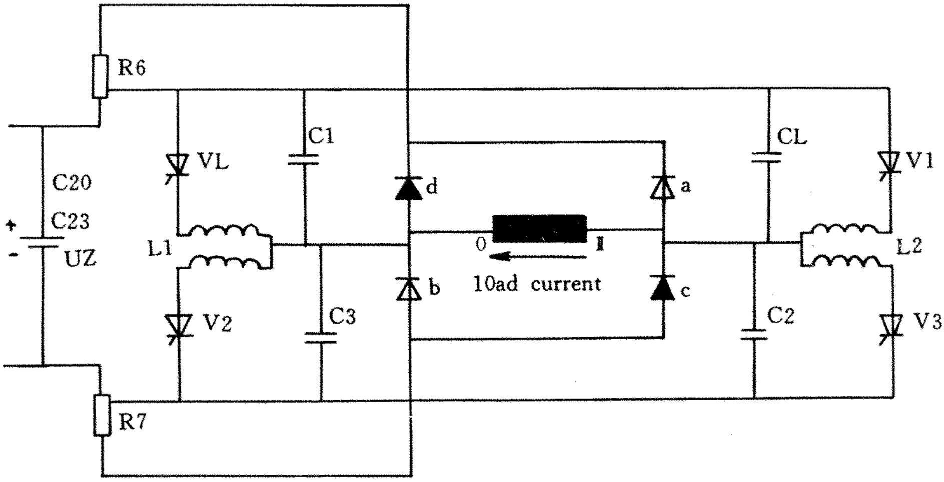


图 6－25　逆变器工作原理图

3. 工作过程　这里举一例来说明 Ns_{81} 工作模式。

（1）准备：X 线发生器开机后或上一次曝光之后，还没有进行摄影或透视。中间电压 Uz = 160V，逆变器停止工作，即 V_1、V_2、V_3、V_4 都截止。

（2）摄影工作启动：当发出曝光准备信号（手闸按下一档）时，阳极定子开始加速启动，中间电压 Uz 升到最高值 500V，频率控制按所选用的 X 线管型号而有几种不同的程序，对应阳极靶盘质量不同有四种程序；TRMO 程序号对应靶盘质量为 630g；TRM，程序号对应靶盘质量为 700g；TRM_2 为 800g；TRM_3 为 1000g。每个程序把加速过程分成四个阶段频率是 89→120→158→187Hz。自启动开始，89Hz 驱动持续 250ms，120Hz 持续 200ms，158Hz 持续 280ms，187Hz 持续 450ms。

在加速的四个阶段中，MPU 相应地控制 V_{11}、V_{12}、V_{13}，使 C_{11}、C_{12}、C_{13} 组合成合适的移相电容，因为 C_{11} = 22μF，C_{12} = 10μF，C_{13} = 22μF，所以可有以下几种电容量：

22μ　C_{13}

11μF　C_{13} 与 C_{11} 串联

6.8μF　C_{12} 与 C_{13} 串联

5.2μF　C_{11} . C_{12} . C_{13} 串联

在加速过程中，有监测电路监测实际转速，当 TRM3 程序完了时如果阳极尚未达到额定转速（10 000 转/min），则 MPR 给出指令重复 TRM，程序的最后二阶段，即变换器重新给出 158Hz→187Hz 两个阶段的驱动电源。

（3）维持旋转：当阳极达到额定转速时，由检测电路送出信号，通过 MPU 控制 Uz 下降到维持电压。

（4）制动：曝光结束后，MPU 给出指令使逆变器停止振荡而保持一组可控硅导通，另一组截止。这样就使定子主线圈内流有直流电流，供电电压为制动工作时的 Uz（160V）。制动是周期性进行的；制动进行测速→两组可控硅都截止，进行测速→换另外一组可控硅导通继续制动，0.5s→停止制动进行测速→…如此反复多次，当测速结果为阳极转动低于 10r/s，则制动工作停止，最大制动时间约 6s。

测速是利用主线圈电路中的一个变压器，耦合出去转子转动时的感应电压，由这电压频率得知转子转速。当这电压频率小于 10Hz 时，即为制动完毕。测速时逆变器停止振荡即不加驱动电源。

（5）透视工作的启动与维持：透视开始的同时阳极定子在启动的 Uz 电压下，中频率地启动一段很短的时间，使旋转阳极转速上升到 3 600r/min。然后 MPU 控制逆变器停止振荡，阳极依靠惯性自由转动，即维持电压为 OV。当阳极转速逐渐下降到 960r/min 即测速电压频率小于 16Hz 时，MPU 控制逆变器重复一次短时间的加速，使阳极转速再次上升到 3 600r/min。如此不断循环进行，因而保持了阳极转速在 960 ~ 3 600r/min 的范围内。

4.MPU 的控制作用　上述的工作模式实际上是由一个 MPU 电路板控制执行的，图 6 – 26 是 MPU 板控制作用框图。首先阳极启动的 MPU 需要由 X 线发生器送来的有关所选择的 X 线管的型号的信息。常有一台发生器配用几个 X 线管的情况，那么当被选中的 X 线管需要曝光阳极启动电路就根据接收到的 X 线管型号信息，按程序执行一系列的启动→维持→制动工作。先是 MPU 通过接口 1 送给导通角控制脉冲发生器 Uz 设定值信息，由三相全桥可控硅把三相电网电源变成直流中间电压源 Uz。Uz 电压经过监测电路反馈实际值给接口 1，形成闭环调节，保证了 Uz 的精确性。

启动阳极定子的各阶段的频率信号由 MPU 通过接口 2 产生触发脉冲去控制逆变器，与此同时 MPU 通过接口 3 去控制移相电容与启动频率同步改变达到与各阶段的频率相匹配。转速监测电路把实际电机转速信息送回 MPU。

制动工作的控制流程与启动工作相似，它是由控制逆变器给出一定的直流与转速监测配合，反复制动，直到转速低于 10r/s 为止。

阳极启动完毕达到额定转速后，MPU 通过接口 4 给允许曝光信息，X 线发生器才能产生 X 线管所需的高压，否则就不允许曝光，这就包含了各种保护功能。

此外 MPU 还控制着检测和故障显示电路，当有故障时它会指示出故障的所在，使检修方便。

5. 故障检修　由于该系统由微机控制，自动化程度比较高，设有自动诊断软件，当发生故障时均自动不允许曝光同时有错误码显示，告知故障范围，给检修带来很多方便。表 6 – 31 列出 N81D63 板可能显示的错误码、可能故障范围和检修方法。

通常 N_{81} 出现故障时，在 D_{63} 上显示出错误码，但也有些故障不显示错误码。这里介绍几种可能出现的故障，如表 6－32 所示。

九、曝光时间控制（限时器）系统故障检修

曝光时间的限制，由限时器控制。它们有机械、电动、电子管、晶体管、集成电路、微机软件控制等多种型式。前三种已经淘汰、只是老机器中使用，晶体管和集成电路式在工频 X 线发生器中应用，中高频 X 线发生器中均采用软件控制，一般不会有故障，故这里只介绍目前用得比较多的晶体管控制式限时器的故障检修。

表 6－31　　　　N81 旋转阳极启动系统故障检修

D_{63}显示错误	可能原因或故障范围	检　修
01	供给启动器的主电源 R、S、T 缺相（保险熔断或引线断路）；或相序不对；D_{62}板某元件损坏或板接插不好	先检测三相输入到 N_{81}的电源，电源正常，检测 D_{62}和相序
02	D_{65}上 J_5、J_6、J_7PROM 损坏或 D_{65}有问题	更换 J_5、J_6、J_7软件固化芯片或 D_{65}
03	D_{65}板接插不好；±5V 电源无；D_{65}上 J_1、J_2、$J_4$8155RAM 芯片损坏	测量±5V 电源；检查 D_{65}插接；更换 J_1、J_2或 J_4；更换 D_{65}
04	±5V 电源无；D_{65}上 J_{13}(8085)CPU 损坏	检测±5V 电源：更换 J_{13}；更换 D_{65}
05	D_{65}接插不好；D_{65}上 J_9、J_{10}失效 D_{65}上 J_5、J_6、J_7损坏；电源电路故障	检查 D_{65}接插；更换 D_{65}的 J_5-J_9；检测电源电路中 R_{01}、R_{102}、V_{11}、V_{12}、C_{13}、K_1插接；检测 D_{68}触发脉冲等
07	D_{66}板逆变器可控硅触发故障或可控硅损坏；D_{67}0板 T_{10}线圈断路或接插不良；D_{67}板 J_{21}、J_{32}、J_{33}、J_{24}、J_{25}、J_{26}、J_{29}、J_{30}失效	检测可能出现故障的电路
10	±5V、±15V 电源故障；D_{61}板监测±5V、±15V 电路故障；K_1接触不良；D_{61}板接插不好	在 D_{61}板观 V_{30}绿色指示灯是否亮，亮检测 D_{61} A_{19}的接插，否则检测有否±5V、±15电源输入，无检电源部分，反之检测 D_{61}有关元件
11、12、13	D_{66}板 $V_{(11)}$、$V_{2(12)}$、$V_{3(13)}$、$V_{4(14)}$可控硅击穿或反偏压；V_{10}击穿；$C_{3(12)}$、$C_{4(11)}$失效漏电或击穿；定子对地或引线对地漏电短路；监测电路故障	在 D_{66}板上直接测量有关元件；测量定子和引线是否正常；检测监测电路
21、22、23、24	D_{66}板 $C_{1(24)}$、$C_{2(23)}$、$C_{3(22)}$、$C_{4(21)}$失效；V_1和 V_3击穿或 V_2和 V_4击穿；V_{10}断路或击穿；V_1、V_2、V_3、V_3触发脉冲相序不正确	在 D_{66}板上直接测量有关元件；测量定子和引线是否正常；检测监测电路

D_{63}显示错误	可能原因或故障范围	检　　修
31	D_{60}板中间电压电路故障，如板接插不好；D_{62}接插不好；触发脉冲不对（D_{62}板）；D_{60}板可控硅损坏等；同10错误码	测量中间电压在初始化过程中的波形或先在D_{66}观V_{54}指示灯是否亮，不亮检测有关控制电路
32	中间电压电路故障如：中间电压控制可控硅V_1或V_3、L_2、C_4或C_2失效；D_{60}板控制V_1、V_2和V_3的触发脉冲电路故障；监测量电路故障	直接测量中间电压（将后级取开）；有电压，检测监测电路或后级电路；无电压检测V_1、V_2、V_3及D_{60}的触发脉冲是否正确
33	D_{66} J_{11}失效；D_{660}板R_1-R_3断路；D_{66}或D_{660}接插不好（该故障在曝光准备阳极启时出现）	先检查D_{66}和D_{660}接插，测量$D_{66}R_1$、R_3，上述正常，检测$D_{66}J_{11}$
34	逆变桥短路；定子绕组短路；同31。	同31
35	中间电压故障，D_{66}、D_{650}板有问题；总电源质量不好，在曝光过程中电压过低，引起中间电压降低	将X线发生器SS OFF，观错误信息是否还存在，检测D_{66}或D_{605}；故障多次出现，解决电源质量问题
36	D_{66}故障；中间电压控制不正确；供电回路引线端固定螺钉松动或接触不良，引起阳极旋转回路电压降过大	检查供电回路接触和电压质量，检测D_{66}和中间电压控制
47	X线管工作时间过长或定子绕组短路发热，定子上过温开关工作	冷却X线管或测量定子绕组是否正常
51	阳极要求最小转速没达到，可能原因有：D_{68}触发脉冲幅度太小；D_{66}板后面R_6和R_7卡环松动或调整不合适；X线管套过热；定子绕组故障	先测量定子绕组是否正确；检查X线管套是否过热；检测D_{68}触发脉冲正确否；检查R_6和R_7卡环情况，均正确检测监测电路
52	电源电压质量差；D_{670}至D_{67}之间或D_{66}至D_{670}之间屏蔽不好等	检测电源质量；检测有关屏蔽，更换D_{670}
53	D_{67}X线管选择电路故障；D_{67}与X线发生器接口电路故障；+24V无；X线发生器X线管选择激励电路故障；D_{67}插接不好	在D_{67}板测量A_{13}(ROEF)点信号，若在阳板启动时为低，检测D_{67}接插，若为高，检测+24V和相应X线管选择控制号是否正确
54	D_{67}X线管选择电路故障；D_{67}与X线发生器接口电路故障；+24V无；X线发生器X线管选择激励电路故障；D_{67}插接不好。 检修时D_{67}的延伸板用错也可出现54错误码；D_{67}上1与A、2与B、3与C、4与D一个没连接上时，选择那一管就可能出现此故障	在D_{67}板测量A_{13}(ROEF)点信号若在阳板启动时为低，检测D_{67}接插，若为高，检测+24V和相应X线管选择控制号是否正确
57	N_{82}程序错误；X线发生器与N_{82}之间数据传输故障；X线发生器与X线管对应的PROM不配匹或失效	检测可能故障部分

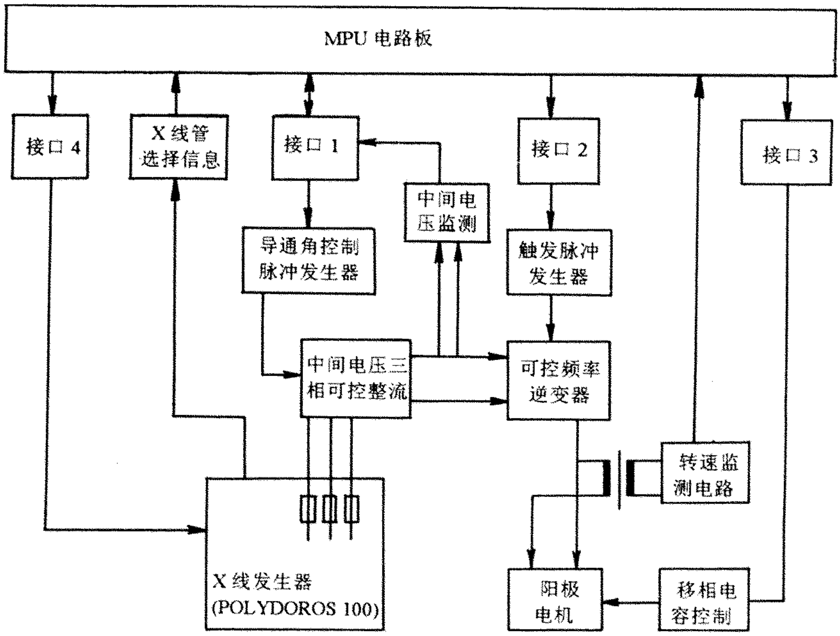


图 6－26 MPU 控制作用方框图

表 6－32　N_{81} 无错误码显示可能发生的故障

D_{63}显示错误	可能原因或故障范围	检　　修
D_{63}错误码显示器不显示无任何字符	D_{610}板上保险熔断；D_{65}板 J_5、J_6、J_7EPROM 或 J_{15}PROM 引脚接触不好或损坏；D_{65}插接不好	检查 D_{61}和62板上绿灯，不亮检测电源和 D_{610}板保险；检 D_{65}插接和有关 EPROM 和 PROM
N_{8116} A 的保险一个或多个熔断	D_{66}板上逆变器短路；中间电压控制电路中某元件损坏造成短路；D_{65}延伸板用错（维修时）；D_{610}或 D_{61}板上某元件损坏；C_6、C_7或 C_8击穿	取下 D_{600}和 D_{610}，试验，若保险继续熔断，C_6-C_8中有击穿；若保险没熔断，取下 D_{66}分别测量 D_{66}、D_{610}、D_{600}板有关元件有否损坏，再一块板一块板插回试验。检测 D_{64}板有关元件
控制台上显示错误码为116或119，但 D_{63}没显示错误码	D_{64}板 J_1、J_2、J_5、J_7或有关电阻故障	检测 D_{64}板有关元件

（一）XG－200JSB－23 型限时器故障检修

1. **结构**　该限时器由电源、时控和保护等电路组成。电路原理图请参考有关资料。

2. **工作过程**　当旋转极正常，0、8s 延时到后，XSJ 触点闭合，接通限时器电源。在此时 C1t 电容两端为零，T_4 截止，T_3 导通，T_1、T_2 导通，JSB 吸合，JSB 常

开触点接通 SC 接触器回路，SC 工作，接通高压，曝光开始。同时 JSB_1 和 JSB_2 触点断开，C1t 经 R1t 电阻群开始充电。C2t 经 R2t 电阻群也开始充电。当预置的曝光时间到时，C1t 两端电压升高到恰好使 T_4 导通，T_3 截止，T_1 截止，JSB 落下，曝光终止。若限时电路故障不能使 T_1 截止终止曝光，则 C2t 充电电压升高，使 UJT 导通，SCR 导通，而使 T_2 截止切断 JSB 的共电回路，终止曝光（这里设置时间稍长或等于限时电路设置时间），起到保护作用。

3. **故障检修** 如表 6－33 所示。

（二）N－40 限时器系统故障检修

1. **结构** 该系统由秒选择电路、电源同步电路、限时电路、保护电路等组成。秒选择电路和一般国产 X 线发生器的限时器的选择电路，基本相同，故这里只介绍电源同步、限时和保护电路即 s 控制，电路原理图和原理请参考 HD150 电路图和功能说明。

表 6－33　　　　JSB－32 型限时器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
旋转阳极正常，但不曝光，限时器不工作	XSJ 触点结接触不良，B 变压器线圈短路；D_1-D_4 任一个断路；T_4、W_1、T_2、T_1 或限时电路其它元件损坏；JSB 线圈断路等	先取下 JSB-32，检测 B 和整流器和可能出现故障的元件，也可不取下 JSB-32，打开外罩，去掉高压初级，行曝光试验，测量各点电位，找出故障所在处
到预制时间不能切断高压，即曝光不是到预置时间终止，保护电路工作	D_5、D_6、T_4、C1t、T_1、T_2、T_3、R_4 损坏，R1t 电阻群中某一电阻断路；时间选择时接触不良或公共引线脱开、断路	先取下 JSB-32，检测 B 和整流器和可能出现故障的元件，也可不取下 JSB-32，打开外罩，去掉高压初级，行曝光试验，测量各点电位，找出故障所在处
曝光不能自动终止	此故障一般不会出现，也不允许出现，一旦出现不能再使用。可能原因有：T_1、T_2、击穿；W_4、SCR、UTJ、C1t、C2t 损坏；时间选择器接触不良或有关引线断路，D_8 击穿	先取下 JSB-32，检测 B 和整流器和可能出现故障的元件，也可不取下 JSB-32，打开外罩，去掉高压初级，行曝光试验，测量各点电位，找出故障所在处
曝光时间不准确	C1t、R1t 电阻群变质。时间选择器接触不良	检测 C1t 更换之，检查清洁时间选择器波段开关的触点，检测 R1t 电阻群
任何一档时间曝光，曝光时间长短无变化	UTJ、SCR、W4 损坏	代换法
工作不稳定	电容、晶体管受潮或变质	代换法，去潮

2. **工作过程** 25VA 和 25VB 为相位差 180°并与自耦变压器 UV 相同步的交流电压，加到 a、b、c 三个端子上。由于 RC 电路的移相作用，使得 D1－02 阳极端和 b 点之间电压比 a、b 间电压提前了约 50°。经 D1－01、D1－02 和 D1－03 整流合成后在 e 点每隔 360 ’出现一个零电位与电源零相位同步的电压。该电压信号加到 Q_1 的

基极，当 K_1-T_1 和 K_2-T_2 触点闭合时，Q_1 在零相位截止，其集电极每隔 360°产生一个窄矩形脉冲。在该脉冲的作用下，D_{3-01} 导通，K_3-V_{11}、K_3-V_{12} 和 K_3-V_{13} 吸合，触发主可控硅，接通高压初级 X 线产生，从而保证高压在零相位开始产生。

当曝光开始时，K_1-T_1 吸合，C_{4-01} 经秒选择器开始充电，当其充电电压上升到高于 D_{5-02} 控制极电压时，D_{5-02} 导通，则 D_{3-03} 也导通，K_3-V_2 吸合，终止曝光。

如果高压初级主可控硅三相中有一相或两相可控硅击穿，在摄影准备期间，NT－1 和 NT－2 之间有电位差，使 K_2-BU 吸合，则 K_1-T_1 不会吸合，不可能曝光。

3. **故障检修** 如表 6－34 所示。

表 6－34 限时器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
曝光准备正常，按下曝光开关不能曝光	＋15V 无；R_{3-01}、D_{6-01}、D_{3-01}、R_{16}、D_{1-09}、R_{14}、Q_2 断路；线圈断路；K_1-T_1、K_2-T_2 触点接触不良等	先测量＋15V 有否，再测量 Q_1 集电极输出波形，无波形输出，检测 R_{3-01}、K_1-T_1、K_2-T_2；有波形输出，检测 D_{6-01}、D_{3-01}、R_{14}、Q_2
曝光时间不稳定	C_{4-01} 变质或受潮；D_{5-02} 电性能变坏；R_{12} 接触不好	用代换法
各档时间偏长或偏短	C_{4-01} 电容量发生改变；D_{5-02} 导电性能改变；R_{12} 和 R_{1-02} 阻值改变	调整 R_{12} 重新校准
某档限时时间不准确	Sec 选择电路限时设定电阻群中某电阻阻值改变或选择器波段开关某触点接触不好	清洁或调整 Sec 选择器限时选择波段开关触点，测量电阻群某档电阻的阻值
曝光不能自动终止	R_{10}、C_{4-01}、D_{5-02}、R_{1-02}、R_{12}、D_{6-09}、R_{2-02}、D_{6-10}、D_{6-06}、D_{3-03}、R_2、D_{6-03} 断路；Sec 选择电路接触不良或断路；K_3-V_2 线圈断路；K_3-V_2 接触不良	去掉高压初级，行曝光试验，观 K_3-V_2 工作否，工作，检测其触点；不工作检测前级。用示波器测量 C_{4-01} 两端的电位变化情况，判断 Sec 选择电路的好坏，若变化正常，检测 D_{5-02} 和 D_{3-03} 之间的元件或电位

（三）光电限时系统故障检修

常用光电限时有两种方式，一种以荧光效应控制的光电倍增器（有固态和真空管两种）自动控时，另一种是以 X 线对空气的电离效应控制的电离室自动控时。其工作原理为：当光电倍增器接收与 X 线剂量成比率的荧光转换成直流电流或电压，或电离室把接收到的 X 线剂量转换成与之成比率的直流电流或电压，该电流或电压经时间积分后的电压正比于接受的 X 线剂量。这个积分电压与正比于胶片感光密度的设定电压进行比较；当积分电压与设定电压相等时，自动终止曝光，由于篇幅限制，这里只介绍岛津 SPT－10 型光电限时系统。

1. **结构** 它由光电传感器和控制器组成。光电传感器由光探测器和光电倍增管

构成。光探测器把穿过物体的 X 线转换成荧光，经光导板传送到光电倍增管，使之产生与 X 线剂量成正比的光电流信号，送入控制器。控制器由 AUTO SHOT 电路板、积分电路板和控制板构成。电路原理图和工作原理请参考 SPT－10 光电限时系统说明书。

2. **工作过程** 当曝光开始时 RE_4 吸合，同时光电倍增管输出电流，送到积分比较电路，经 R_5 给 C_5 充电，该积分电压送至比较器 K_{2-1}，当积分电压上升超过设定参考电压时，K_{2-1}输出为正，Q_{1-1}导通，驱动 RE_3 工作，同时 Q_2 也导通，从而产生 X－RayOFF 信号，终止曝光，此种方式为荧光摄影式光电传感器工作方式。当在直接摄影时，由和 K_{12-1}、K_{12-2}，C_{28-1}、C_{28-2}、R_{25-1}、R_{25-2}组成集分比较电路。可实现“与”、“或”功能，其控制方式与上述相同。

3. **故障检修** 以流程图表示，如图 6－27～图 6－30 所示。

十、操作控制系统故障检修

控制 X 线曝光环节完成各种技术操作的控制系统，称为操作控制系统。是 X 线发生器中的命令发出机构，根据技术操作形式命令执行机构完成各种操作。如 X 线管选择、透视和胃肠点片摄影、普通摄影、滤线器摄影、体层摄影等技术。由于这部分是由按键或其它选择器、开关、继电器等组成，故常见故障有以下几种：

（一）接触不良

按键、开关或选择器的触点、继电器的触点在长期使用过程中，触点变形、氧化或灰尘落入均可产生触点接触不良。各按键、开关或选择器、继电器上引线端与触片的焊接或紧固螺钉松动造成引线端与触片接触不良。

这种故障出现时其现象为：无控制命令发出，过载电路工作，有关指示灯不亮或闪动，操作功能失效，但有时工作正常。

检修故障的方法：根据所选择的技术方式，对照电路原理图，观察相应的继电器和执行机构是否工作，判断故障是执行机构还是控制命令发出的故障。是控制回路的故障，可采用测量、短路法就能较快地找出故障所在。清洁触点调整触片、紧固螺钉或重焊接引线等，视故障情况而定。

（二）断路

按键、开关或选择器、继电器触片严重变形或损坏造成断路；引线焊接端脱开；紧固螺钉脱落；引线自身断路；继电器线圈断路；控制回路保险熔断；元器件自身断路等均引起断路故障。

故障现象：所选择的技术操作不工作，可能有关指示灯不亮或闪动、过载电路不工作。

故障检修方法、检测方法同上。对无法修复的元器件只得重新更换。象引线接

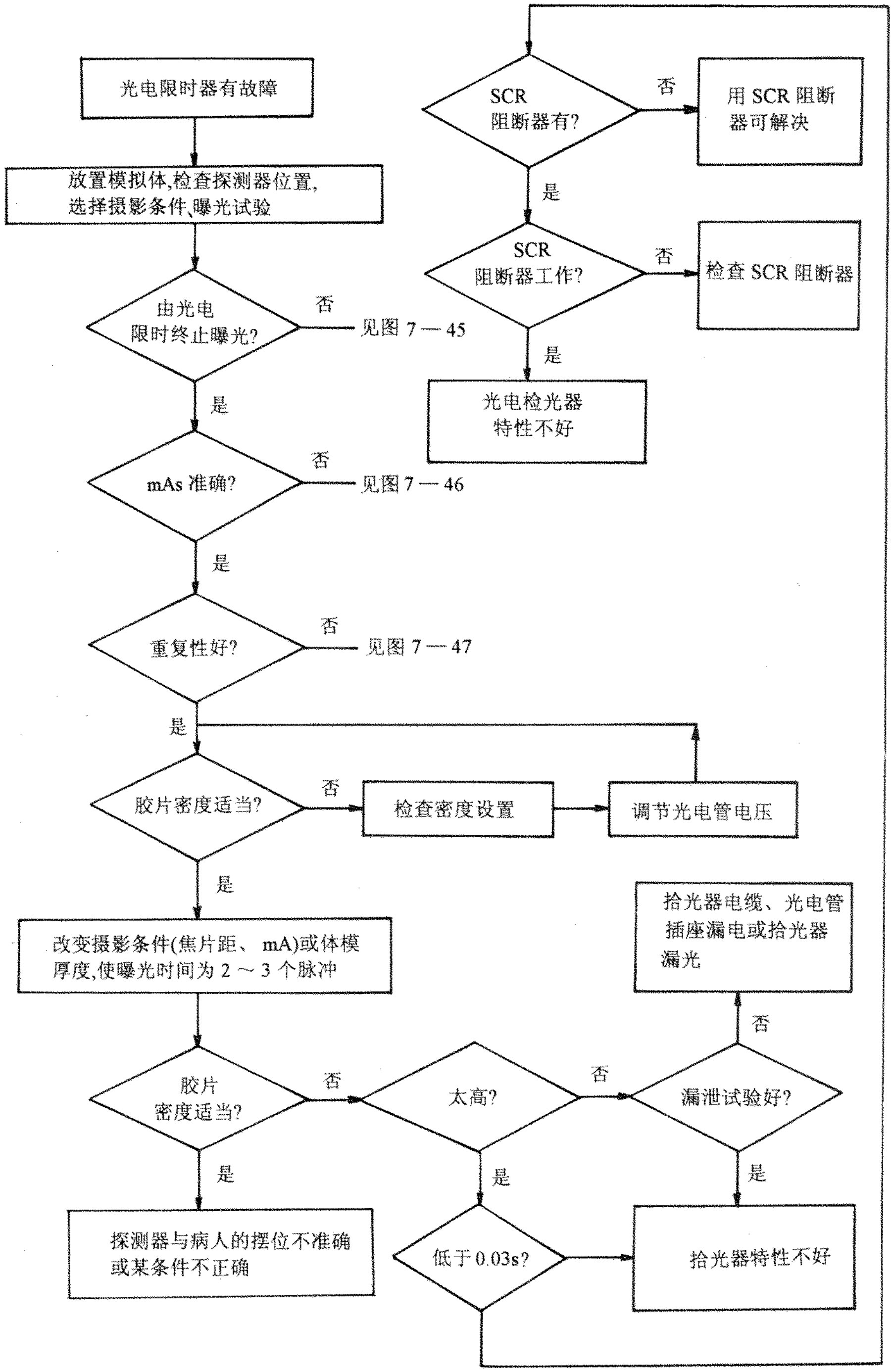


图 6 – 27　光电限时系统故障检修流程图

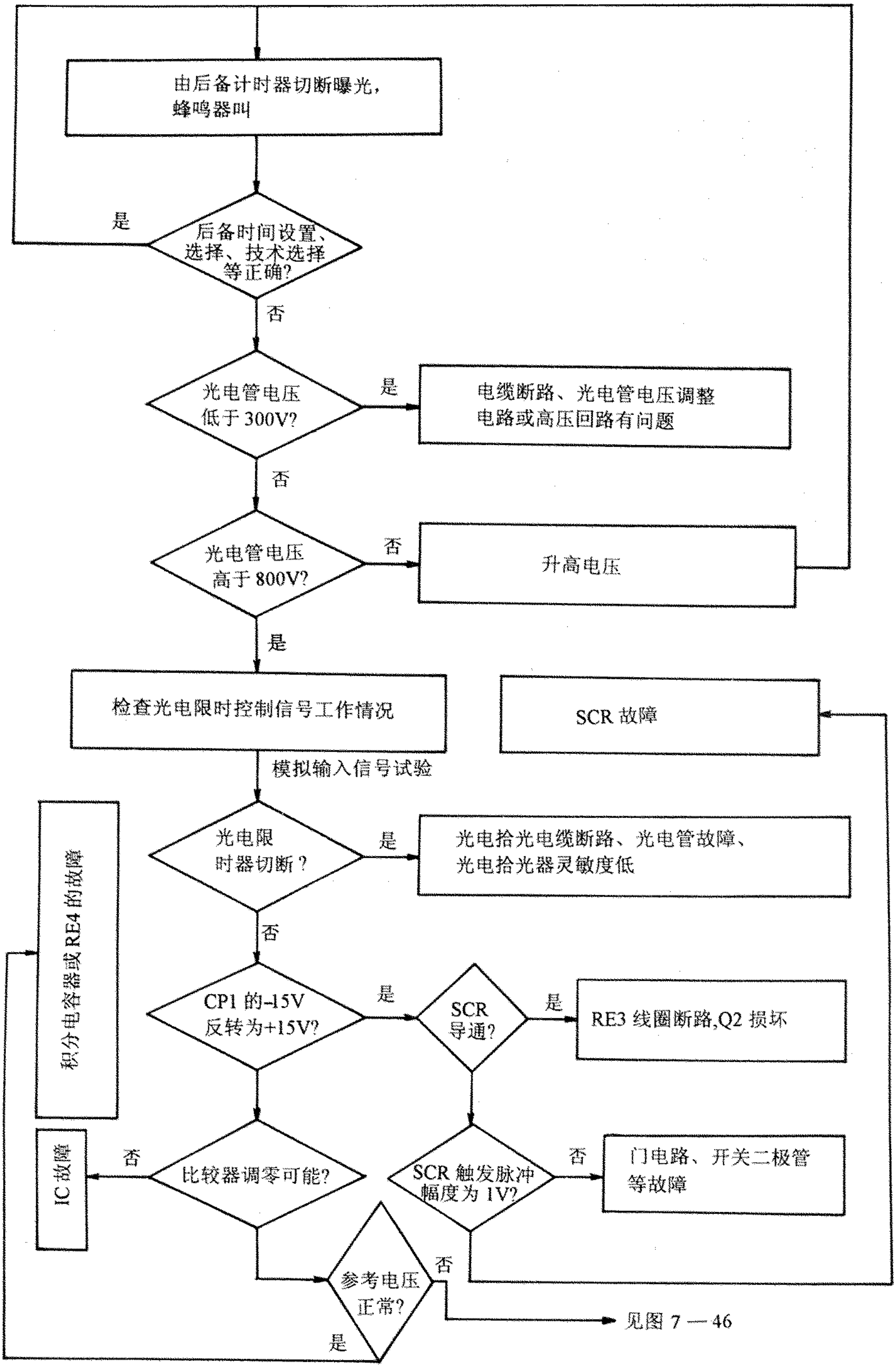


图 6 – 28　由后备时间终止曝光、蜂鸣器叫光电限时故障检修流程图

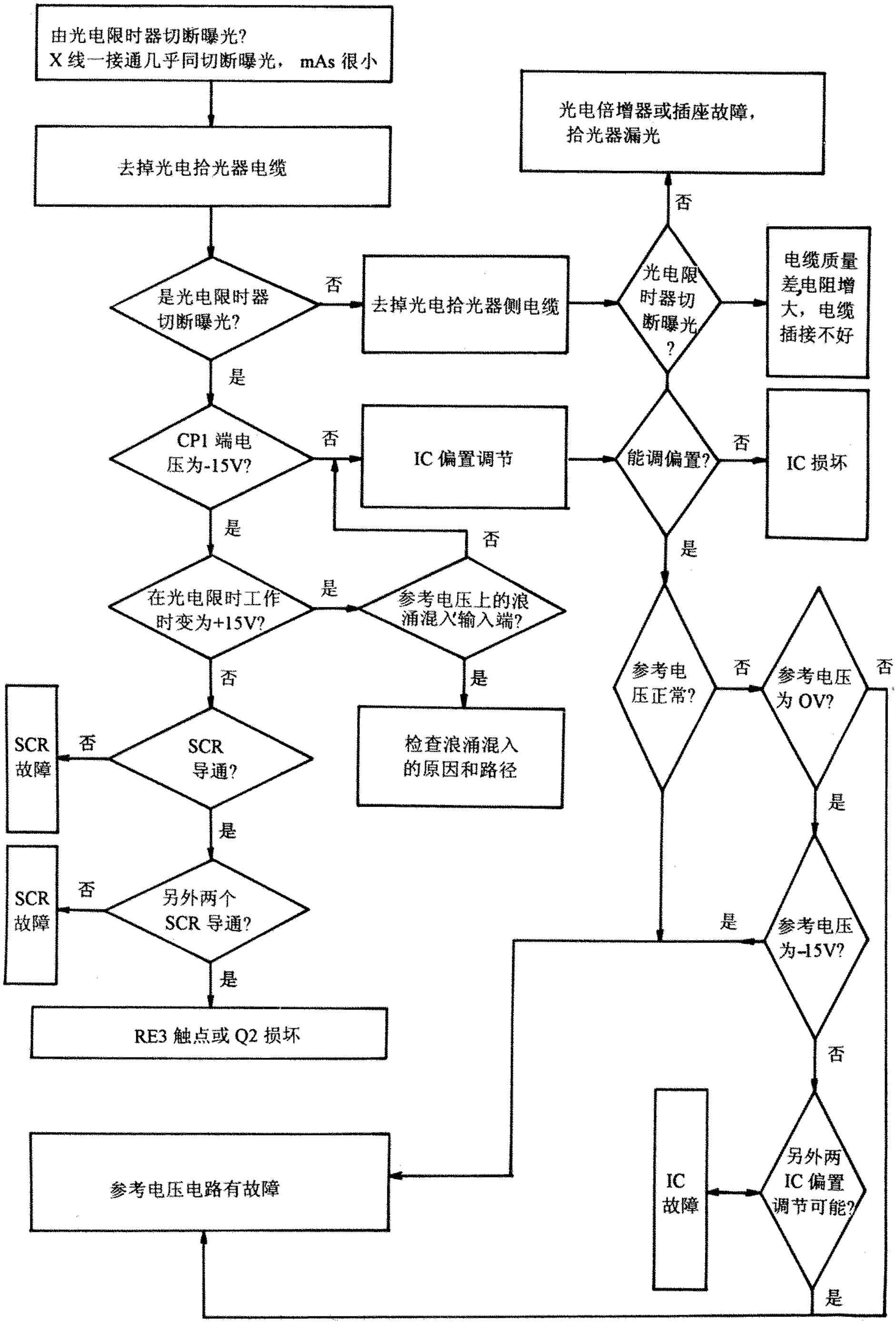


图 6－29　几乎接 X 线的同时切断曝光故障检修流程图

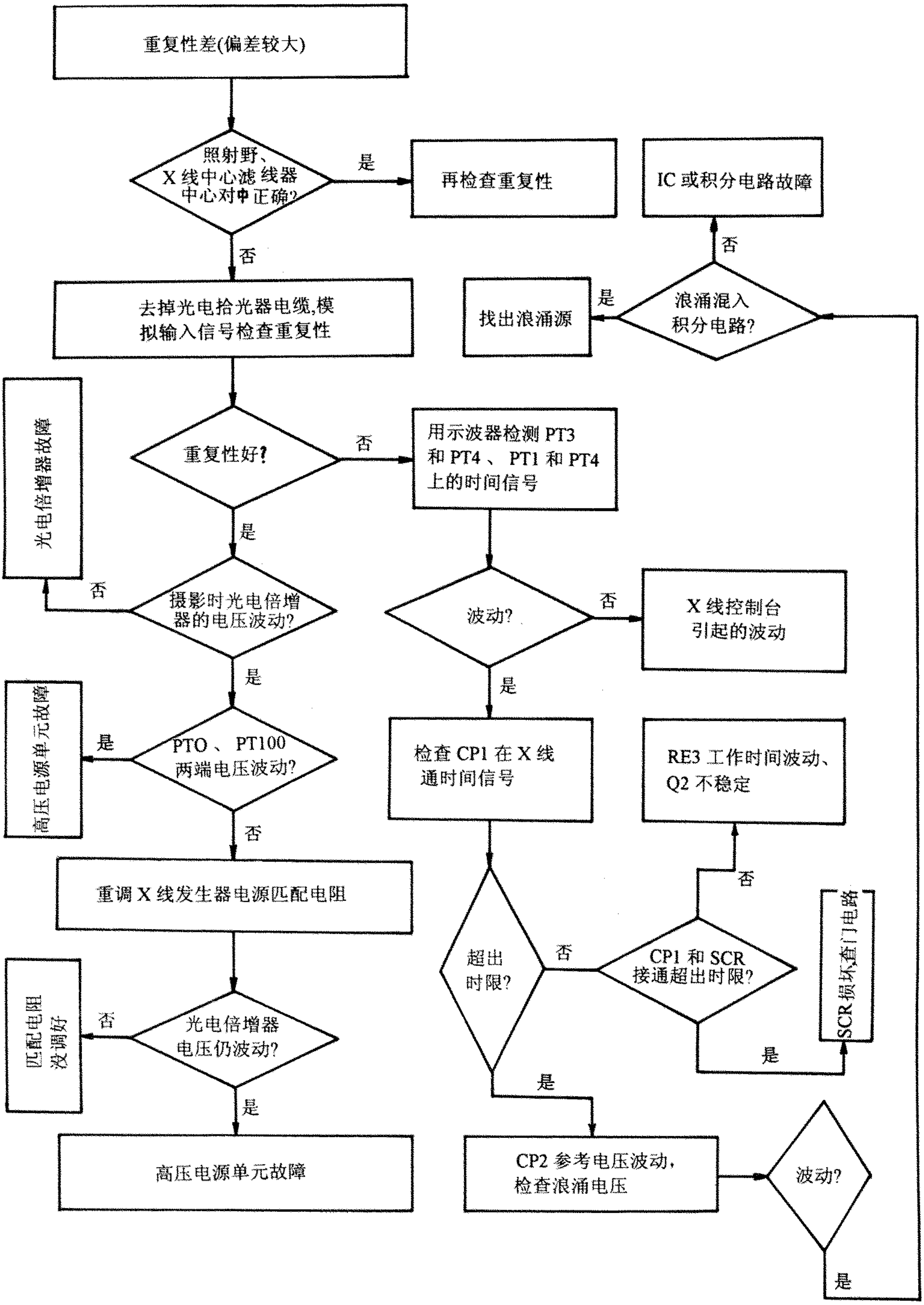


图 6－30　密度偏差大检修流程图

端脱开，重新焊接，螺钉脱落重上螺钉紧固好即可。

（三）短路

按键、开关或选择器、继电器触片上引线脱开与周围电器或金属件短路；器件固定件松动、造成器件移位与其它部分短路；绝缘物损坏；某些元件自身短路，如二极管、继电器的线圈等。

故障现象：开机或某种技术操作时，控制回路供电保险熔断，整个控制系统或其它系统无电源，严重短路时有保险爆炸响声或对地放电打火声；造成元器件烧坏并有异味等。

故障检修：有该故障出现，绝对不能再通电试验，以免引起新的故障，使整个系统不能重新恢复使用。用测量与断开法找出故障所在。根据出的故障情况做相应的处理或更换元器件修复。

上述为工频 X 线发生器的操作控制系统的故障检修。而在中高频 X 线发生器中，操作系统的各种工作命令由中央处理器控制，由于是软件系统完成，故障率很低。故障多发生在控制按键、电源、接口电路（IC 芯片），当这些部分出现故障时，控制器均自动显示错误信息，告诉其故障范围，但检测比工频 X 线发生器要难一些。

第七章　X 线发生器高压系统

高压系统包括高压发生器、高压电缆、X 线产生组件（X 线管组件）等。在曝光过程中，高压系统各部件均承受很高的电压，故在长期使用中可能时有故障发生，就高压系统的基本结构而言，各生产厂家基本类似。所以这里就不具体介绍哪种类型 X 线发生器高压系统的故障检修，只介绍它们的共同常见故障检修。在进行高压系统检修时，应特别注意，防电击和故障范围的扩大，以免造成不可挽回的损失。

一、高压变压器故障检修

故障检修如表 7－1 所示。

二、X 线管灯丝加热变压器故障检修

由于 X 线管灯丝加热变压器的次级与高压相连，杏时会出现高压击穿。其自身由于质量或长期使用初次级线圈都会出现故障，故障检修如表 7－2 所示。

三、高压整流器故障检修

高压整流器有两种类型，一种为真空管，另一种为固态硅整流器，前者已淘汰。高压硅整流器常见故障检修如表 7－3。

表 7－1　高压变压器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
mA 表指针冲至满刻度，电压降很大，高压发生器内过载声大，保险熔断，无 X 线	在全波整流式高压发生器中，此现象多为次级经 mA 后的一组线圈对地击穿短路，或两线圈之间击穿，一般由绝缘油质量下降、高压经绝缘物表面击穿	去掉高级初级和各条高压发生器的引线，打开高压箱紧固螺栓或紧固件，抬起高压变压器。检查线圈表面有无放电痕迹，或绝缘油中有无电击黑色带，用表测量次级线圈对地电阻或比较两组线圈的阻值。若线圈表面与固定件绝缘击穿，线圈无短路击穿，重新采取绝缘措施，更换绝缘油，反之更换高压次级线圈
mA 表指针在零位来回摆动，其它同上	此现象为自整式 X 线发生器，其它同上	去掉高级初级和各条高压发生器的引线，打开高压箱紧固螺栓或紧固件，抬起高压变压器。检查线圈表面有无放电痕迹，或绝缘油中有无电击黑色带，用表测量次级线圈对地电阻或比较两组线圈的阻值。若线圈表面与固定件绝缘击穿，线圈无短路击穿，重新采取绝缘措施，更换绝缘油，反之更换高压次级线圈
mA 表无指示或微动，其它同上	直接接地的次级线圈对地击穿短路，其它同上	去掉高级初级和各条高压发生器的引线，打开高压箱紧固螺栓或紧固件，抬起高压变压器。检查线圈表面有无放电痕迹，或绝缘油中有无电击黑色带，用表测量次级线圈对地电阻或比较两组线圈的阻值。若线圈表面与固定件绝缘击穿，线圈无短路击穿，重新采取绝缘措施，更换绝缘油，反之更换高压次级线圈
透视或照片感到穿透力不好，但 mA 指示无多大异常，高压发生器过载声较大，保险熔断。无 X 线	此故障多为次级线圈局部短路。如匝间或层间绝缘物受破坏而引起的短路	去掉高级初级和各条高压发生器的引线，打开高压箱紧固螺栓或紧固件，抬起高压变压器。检查线圈表面有无放电痕迹，或绝缘油中有无电击黑色带，用表测量次级线圈对地电阻或比较两组线圈的阻值。若线圈表面与固定件绝缘击穿，线圈无短路击穿，重新采取绝缘措施，更换绝缘油，反之更换高压次级线圈
mA 表指针不稳，透视时荧光屏或监示器上图像闪动，高压发生器中有吱吱放电声	高压次级线圈某处断路，但断端之间距不大，有高压时，断端之间放电	同上，测量次级线圈的阻值偏大或无限大，重新绕制或更换线圈
mA 表无指示，无 X 线	同上，线圈多处断路，断端之间距离大	去掉高级初级和各条高压发生器的引线，打开高压箱紧固螺栓或紧固件，抬起高压变压器。检查线圈表面有无放电痕迹，或绝缘油中有无电击黑色带，用表测量次级线圈对地电阻或比较两组线圈的阻值。若线圈表面与固定件绝缘击穿，线圈无短路击穿，重新采取绝缘措施，更换绝缘油，反之更换高压次级线圈

表 7－2　　丝灯加热变压器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
mA 表冲到头或无 mA，电压降大，控制台和高压发生器内过载声大保险熔断	高压箱内绝缘油老化或有水分、杂质，使灯丝变压器线圈绝缘物耐压降低造成线圈对地短路，线圈绝缘物破坏或线圈松动靠至铁芯等造成短路	去掉高级初级和各条高压发生器的引线，打开高压箱紧固螺栓或紧固件，抬起高压变压器。检查线圈表面有无放电痕迹，或绝缘油中有无电击黑色带，用表测量次级线圈对地电阻或比较两组线圈的阻值。若线圈表面与固定件绝缘击穿，线圈无短路击穿，重新采取绝缘措施，更换绝缘油，反之更换高压次级线圈
mA 明显偏低，灯丝加热初级电压降大。电流增加	多为次级线圈轻微短路，因次级层间无加绝缘物，长期使用导线外绝缘破坏，或绕制时擦伤引起的短路	同上，也可在去掉高压初级的情况下，取下 X 线管端高压电缆，测量其灯丝加热电压，在初级端接电流表，若灯丝加热空载电压低，次级电流大，次级空载电压低，次级有短路
mA 明显偏高初级电压降大，电流增加	初级线圈局部短路，相当初级线圈减少，使次级电压升高，有此现象绝对不能再通电试验，否则有烧毁 X 线管灯丝的危险	去掉灯丝加热变压器初级引线，测量初级线圈阻值比正常值小；取出该变压器，重新绕制线圈或更换线圈
曝光时无 mA、无 X 线	初或次级线圈严重短路	先检测灯丝加热电路保险或过载保护，测量线圈阻值，其它同上
曝光 mA 无，无 X 线	初、次级线圈断路，次级线圈一般均较粗断路比较少见	测量初级加热电压高出正常值许多，且改换 mA，变化很小，去掉初级引线，测量线圈阻值无限大；重新线制或更换

表 7－3　　高压硅整流器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
mA 表指针冲到头，无 X 线，电压降大，高压发生器过载声大保险熔断	一个或多个硅整流器短路。长期使用已到寿命，或有过电压、过电流而击穿；绝缘油绝缘程度差或整流器连接松动有高压时放电击穿	去掉高压初级，断开机器电源，用引线对地放去高压电容电压，分别取出四个（单相全波）整流器，用表测量能很快判断所击穿的硅整流器（阻值为零、或变小、正常时正反向阻值均无限大）；整流器损坏无法修复，只能更换

故障现象	故障分析	故障排除
mA 减半	单相全波整流式当一个硅整流器断路，形成半波整流，质量问题或使用寿命已到，过电压或过电流时损坏整流器	同上，用 MΩ 表检测或用代换法
mA 无，也无 X 线	至少是同极相连的两个以上硅整流器断路，同上	同上，用 MΩ 表检测或用代换法

四、高压交换闸故障检修

高压交换闸是交换 X 线管工作的器件，凡能带两个以上 X 线管的高压发生器均须配有交换闸，实际上它是一个继电器，线圈供低压，衔铁下端带一绝缘架，绝缘架上有两对相互绝缘的动触点，动触点的触片分另引三引线与灯丝加热次级（阴极）相连，阳极端的动触点的触片引线与整流输出正极相连。当要使用某 X 线管时，给某 X 线管交换闸线圈供电，吸合衔铁带动动触点与该 X 线管用高压插座上的静触点接触，从而接通该 X 线管的通路。在带两个 X 线管的高压发生器中也有用电动机控制两管交换的，象国产早期 KB、KC－400X 线发生器采用此种方式，现已少见。故故障检修以继电器式为例，如表 7－4 所示。

五、高压电缆故障检修

高压电缆是将高发生器产生的高压和 X 线管灯丝加热电流供给 X 线管，并形成高压回路。进口 X 线生发器的高压电缆一般故障率比较低，但国产的高压电缆由于质量不完全过关，故故障率相对比较高。常见故障和检修如表 7－5 所示。

表 7－4　　高压交换闸故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
曝光时 mA 无指示（有 mA 表）或透视无 X 线，摄影胶片未感光	若有灯丝加热保护的 X 线发生器，保护电路没工作，证明加热正常，这很可能是阳极端的交换闸未工作或触点接触不良；若没有灯丝保护的 X 线发生器，阴阳极端的交换闸不工作或触点接触不好均可引起	选择另一 X 线管试验，若该管工作正常，肯定是交换闸的问题；再交换至有问题的一交换闸，听两交换闸是否均有吸合声，若吸合正常，则必须抬起变压器部分检测交换闸触点；若不吸合，检测交换闸线圈是否正常（用表测量线圈阻值），必要时也得打开高压油箱

故障现象	故障分析	故障排除
过载保护工作，不能曝光	交换闸未工作，交换闸触点接触不良，与动触点相连的引线断开等	选择另一X线管试验，若该管工作正常，肯定是交换闸的问题；再交换至有问题的一交换闸，听两交换闸是否均有吸合声，若吸合正常，则必须抬起变压器部分检测交换闸触点；若不吸合，检测交换闸线圈是否正常(用表测量线圈阻值)，必要时也得打开高压油箱
mA时有时无或不稳定	交换闸的动触点与高压插座上的静触点接触不良	选择另一X线管试验，若该管工作正常，肯定是交换闸的问题；再交换至有问题的一交换闸，听两交换闸是否均有吸合声，若吸合正常，则必须抬起变压器部分检测交换闸触点；若不吸合，检测交换闸线圈是否正常(用表测量线圈阻值)，必要时也得打开高压油箱

表7－5　　　　高压电缆故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
有mA表指示的X线发生器，根据不同整流方式和接线，mA可出现冲到头不稳或倒退，电压降很大，过载声大过载保护工作，并可闻到放电声和焦味；无mA指示的发生器，除无mA表反应外其它相同	高压电缆插头和电缆的任何部位击穿均可引起。电缆长期使用，绝缘层老化或金属层破坏、有高压时电场分布不匀而击穿；电缆头充填不好留有气泡，在高压电场作用下，气体电离放电，击穿绝缘层；加工电缆头不好，使绝缘性能降低；电缆本身质量不好等	由于击穿时留有痕迹和烧焦味，一般很容易找到击穿部位。多发部位在电缆根部和过度弯曲部分。若为根部，将插头取出，截去击穿部分，重新灌注电缆头；若中部或截去击穿部分电缆不够长，则可采取将击穿处小心挖去，用高绝缘胶充填，外表作适当处理，将金属层尽量与原排列一样，再在外采取绝缘保护，将修理部分置在不易移动和不弯曲的位置，最好的办法是更换新电缆

故障现象	故障分析	故障排除
曝光时无 mA 显示；有自动保护系统的保护系统工作，不能曝光	芯线断路。芯线质量不好，或弯曲过度使芯线断开；在灌注电缆头时引线焊不好；电缆使用时间长，老化移动频繁使芯线折断	改换焦点或 X 线管试验，能很快判断哪根引线断路。也可用万用表直接测电缆头两端对相应的端头予以确定。快速解决办法，更换有现存电缆或阳极端电缆正常交换使用
曝光时 mA 偏低许多，或无 X 线。有灯丝加热过流保护的、保护系统工作	高压电缆芯线短路，一般指阴极端，多为在灌注电缆头时，三引线未拉直，当环境温度高，使用过程中，充填剂软化，造成芯线相互短接	取出阴极端高压电缆插头（高发生器侧与 X 线管侧均取下），用万用表直接测量就可证实，重新灌注电缆头或更换或检查阳极用电缆是否正常，若正常，将两根电缆交换使用即可。注意，将阳极电缆头取出后，测量灯丝加热初级电压判断是否高压电缆芯线短路，再用上述方法测量高压电缆芯线

六、X 线管管套故障检修

这里所说的管套除了金属仓体外，还包括热膨胀器和 X 线射出窗口。常见故障和检修如下：

（1）管套仓体某处渗油：尤以 X 线管温度高为甚。此故障多为铸造时产生的砂眼，属质量问题。解决办法：更换管套；将油倒出，取出 X 线管和真空注油处理；若砂眼非常小，也可将砂眼向上，待管套冷却不渗油时点焊砂眼即可。

（2）仓体联接处渗油：此故障一般紧固螺钉松动、紧螺钉时四周用力不一致，造成某处有缝隙；联接处油封圈损坏只得重新更换。

（3）射出窗渗油：有机玻璃窗老化或油温过热挤坏；油封损坏或变形；紧固螺钉松动；紧固圈变形或松动。取下射野限制器，很容易直接查出故障所在。根据情况做相应处理即可。

（4）阳极端头侧渗油：紧固螺钉松动；油封圈损坏等。查出很容易，螺钉松动重新紧固。油封圈损坏必须更换。

（5）阴极端渗油：紧固件松动；膨胀器老化破裂；油温过高挤坏膨胀器等。紧固或调整紧固件；更换膨胀器。

七、X 线管故障检修

由于 X 线管是玻璃真空器件，一般价格都比较高，且易于损坏。故在检修过程中必须认真仔细，一点都不能马虎，否则会造成不可挽回的损失。

常见故障和检修如表 7－6 所示。

表 7－6　　X 线管故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
无灯丝加热保护的 X 线发生器，其它工作正常，但曝光时无 X 线，mA 表无指示	X 线管灯丝断路。灯丝使用寿命已到；灯丝加热电压过高、调节 mA 时错误提高电压等烧断灯丝；灌注电缆头时大小焦点引线焊接错；X 线管大量进气等	观察灯丝是否点亮；测量灯丝加热初级电压高于正常值；去掉电缆，用万用表测量灯丝通路情况，断路时阻值无穷大。灯丝断路无法修复，只能更换 X 线管
有灯丝加热保护的 X 线发生器，保护电路工作，不能曝光	X 线管灯丝断路。灯丝使用寿命已到；灯丝加热电压过高、调节 mA 时错误提高电压等烧断灯丝；灌注电缆头时大小焦点引线焊接错；X 线管大量进气等	观察灯丝是否点亮；测量灯丝加热初级电压高于正常值；去掉电缆，用万用表测量灯丝通路情况，断路时阻值无穷大。灯丝断路无法修复，只能更换 X 线管
X 线照片感光不足，且清晰度降低	阳极靶面损坏。散热不好，造成阳极过热使焦点面损坏；过载保护失效，造成超负荷使用，或使用不当，即连续高负荷使用等，致使焦点面热量累积超过允许极限，焦点面熔化，旋转阳极 X 线管的启动电路故障或定子、转子故障，曝光时阳极转速低或不转，瞬时损坏靶面	在 X 线管灯丝点亮情况下，从射出窗观阳极靶面，立即判断阳极是否损坏，若 X 线管的玻璃壁上由于阳极蒸发镀上了金属层，也不能直接观察到靶面，有这种现象也可断定阳极靶有严重蒸发，可能已损坏。阳极靶面损坏不能修复，只得更换 X 线管
mA 指示偏高且不稳定	真空度轻微降低，这在新 X 线管或长时间未使用的 X 线管，刚开始使用时可能出现该故障，此属 X 线管本身质量问题	出现该故障时，在透视情况下，从低 mA 低 KV 开始训练 X 线管，经老化训练后可继续使用，最好在每天使用前在 2mA 档从低 KV 开始逐渐升高 KV 训练，有利提高其真空度
X 线穿透不足，KV 越增加越明显	真空度降低。X 线管本身质量问题；长期使用，靶和灯丝蒸发使管内真空度低下	行冷高压试验，观察有否辉光现象，该故障可见微弱的辉光。若在 X 线管壁上有较厚的金属层，证明该管已不能继续使用，或呈金属层附于管壁，属 X 线管本身质量不好，也不能使用必需更换
mA 指示满度或指针颤动，电压降大过载声大，过载保护工作，保险熔断	严重真空度下降。超负荷使用；X 线管质量不好；长期使用，靶和灯丝自然蒸发；操作不当使 X 线管强烈受振或绝缘油绝度下降，油内有杂质通高压时放电等致使 X 线管壁产生裂隙，大量进气	若有两个工作台（即两个 X 线管），交换至另一台试验，另一台正常，取下 X 线管侧两高压电缆插头（不要完全取出插座），有灯丝加热保护的得采取措施不让保护电路工作；在低 mA 和低 KV 下曝光试验，能很快判断肯定 X 线管严重漏气，该故障无法修复，只能更换 X 线管

第八章　工频 X 线发生器故障检修综合举例

前面介绍了有关工频 X 线发生器各个主要系统的故障检修，但在实际检修过程中，当 X 线发生器出现故障时，能否快速准确排除故障，不是一件容易的事。一旦 X 线发生器出现故障，首先应根据故障现象和 X 线发生器结构进行综合分析，判断故障大致范围，采取行之有效的检修方法，准确快速地排除故障，使之恢复正常运转。这里简单介绍一两种类型工频 X 线发生器的故障分析检修方法，起到抛砖引玉的作用。

一、XG－200 故障检修举例

1. 故障现象　普通摄影出现白片，曝光试验 mA 表无指示。

2. 故障分析　此故障可由以下几种原因引起：

（1）灯丝加热电路故障：如 WY 稳压器、mA 选择器、mA 调节电阻、空间电荷补偿器等有断路；灯丝加热初级回路中引线断路；灯丝加热变压器、高压交换闸线圈断路；交换闸触点、高压电缆插头与插座触点接触不良；阴极高压电缆芯线或 X 线管灯丝断路均可引起；

（2）旋转阳极启动电路不正常：如剖相电容击穿；控制器至 X 线管定子连接电缆连接处松动或引线断路；YJ 线圈断路或触点接触不良等；

（3）XSJ 延时继电器故障；

（4）限时器有毛病；

（5）SC 接触器线圈断路或触点接触问题；

（6）高压变压器次级线圈断路或与整流器的连线断路；高压整流器两个极性相同相连的硅整流器断路。

3. 故障检修方法　如图 8－1 所示。

二、XG－500 故障检修举例

1. 故障现象　旋转阳极正常，没有过载，曝光开关按下无 mA 指示，无电压降，没有 X 线产生。

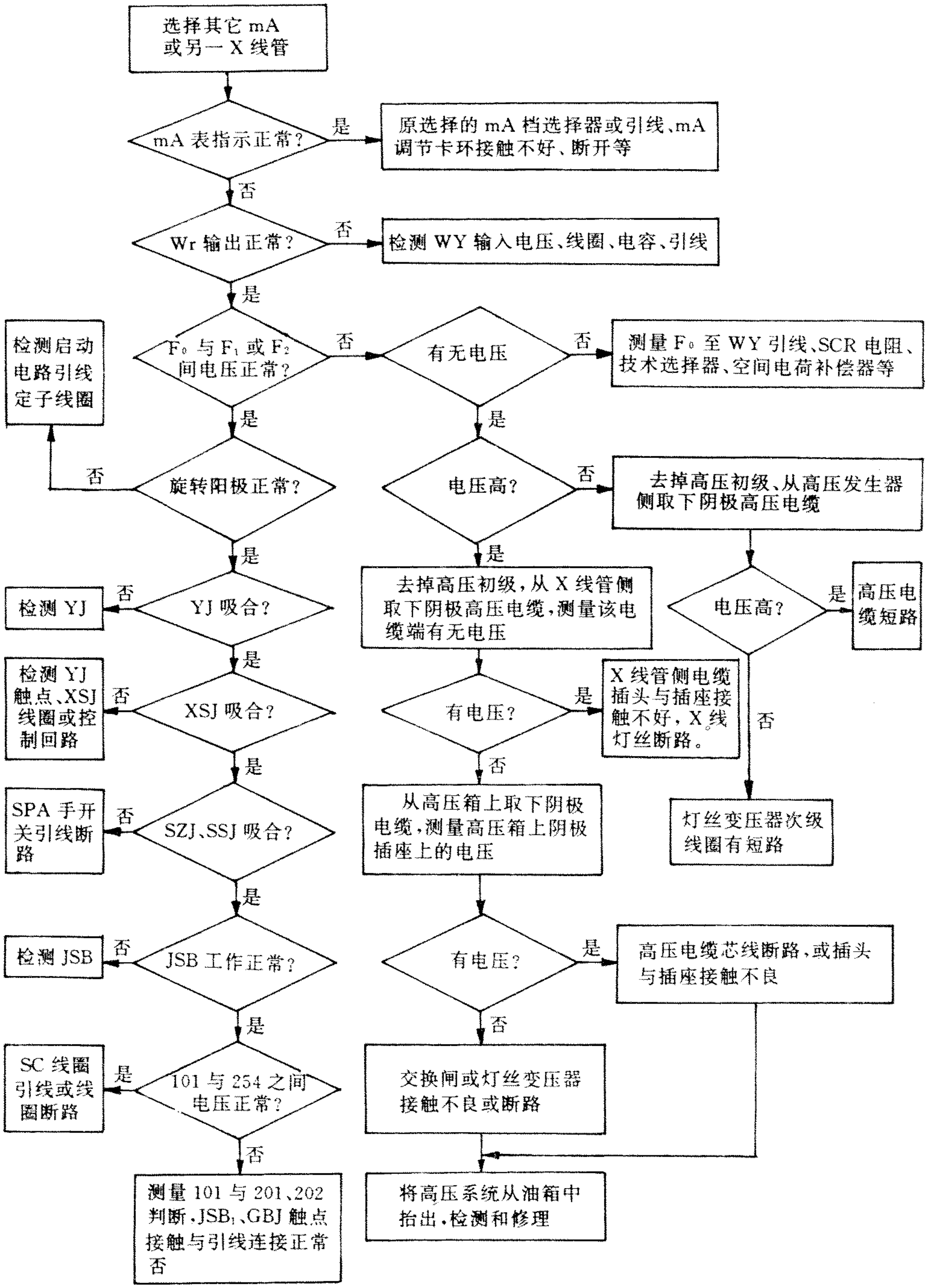


图 8－1　XG－200 无 X 线故障检修流程图

2. 故障分析　可由以下几种原因引起：

(1) 灯丝加热电路不正常；

（2）曝光手开关 102 引线断路；
（3）YJ 在 ST 回路的触点接触不良；
（4）SC 接触器接通回路引线断路或该回路有关继电器触点接触不良；
（5）SC 在高压初级和曝光控制回路的触点接触不好；
（6）曝光控制系统 +15V 电源故障；
（7）曝光控制系统 RC 移相、振荡、可控硅触发电路故障；
（8）限时电路故障；
（9）TC_1、TC_2 可控硅损坏等。
3. 故障检修　如图 8－2 所示。

三、HD－150B 故障检修举例 1

1. 故障现象　普通摄影时，按下手开关准备开关后，控制台“Ready”灯不亮。
2. 故障分析　可由以下几种原因引起：
（1）X 线管过热，热开关工作；
（2）摄影 KV 调节或电压调节电路故障，致使 K_1－AT 工作；
（3）手开关上准备开关引线断路；
（4）K_1－C 线圈断路或线圈供电回路的继电器触点接触不良、引线断路；
（5）过载保护电路工作；
（6）高压初级主可控硅回路有可控硅击穿、灯丝加热电路故障，mAS 表控制电路故障致使 K1－V 工作；
（7）旋转阳极启动电路故障；
（8）K_1－C 在 K_2－D 伊由同路的触点接触不良。
3. 故障检修　如图 8－3 所示。

四、HD－150B 故障检修举例 2

1. 故障现象　普通摄影时，“Ready”灯亮，按手开关“X－Ray”开关不曝光，“X－Reay”灯不亮或“X－Ray”亮，但无 X 线。
2. 故障分析　这种故障可由以下几种原因引起：
（1）与 HX_3 串联的 K_1－RE 触点或 HX_3 与 HX_4 之间曝光开关触点、KT 与 HX_4 之间技术选择键触点接触不良；
（2）K_1－T 继电器线圈断路；
（3）4S（E.M.CI）插头松动；
（4）K_1－T_1 线圈供电回路中的 K_2－Bu 触点接触不良或 K_1－T_1 线圈断路；

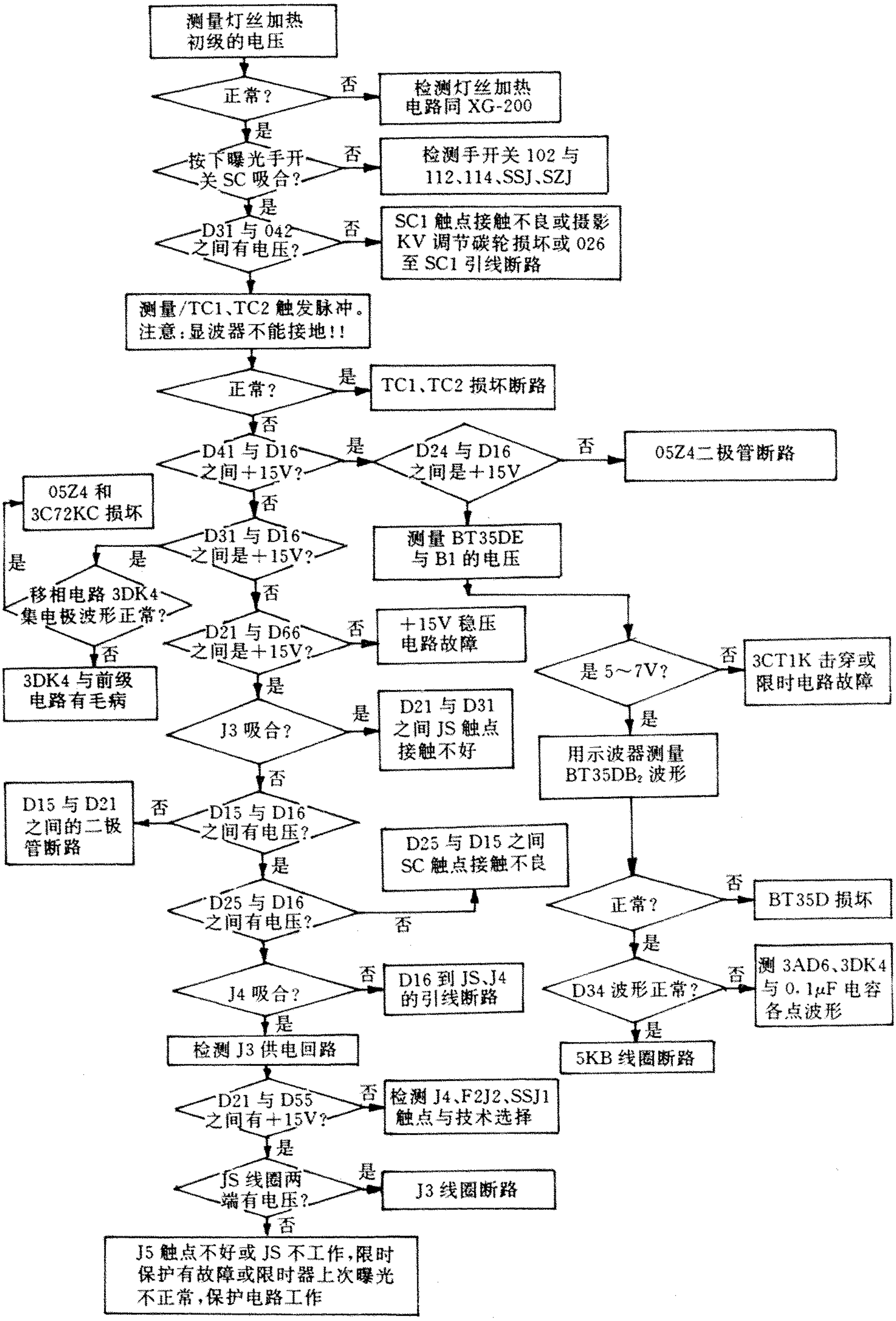


图 8－2　XG－500 **不曝光故障检修流程图**

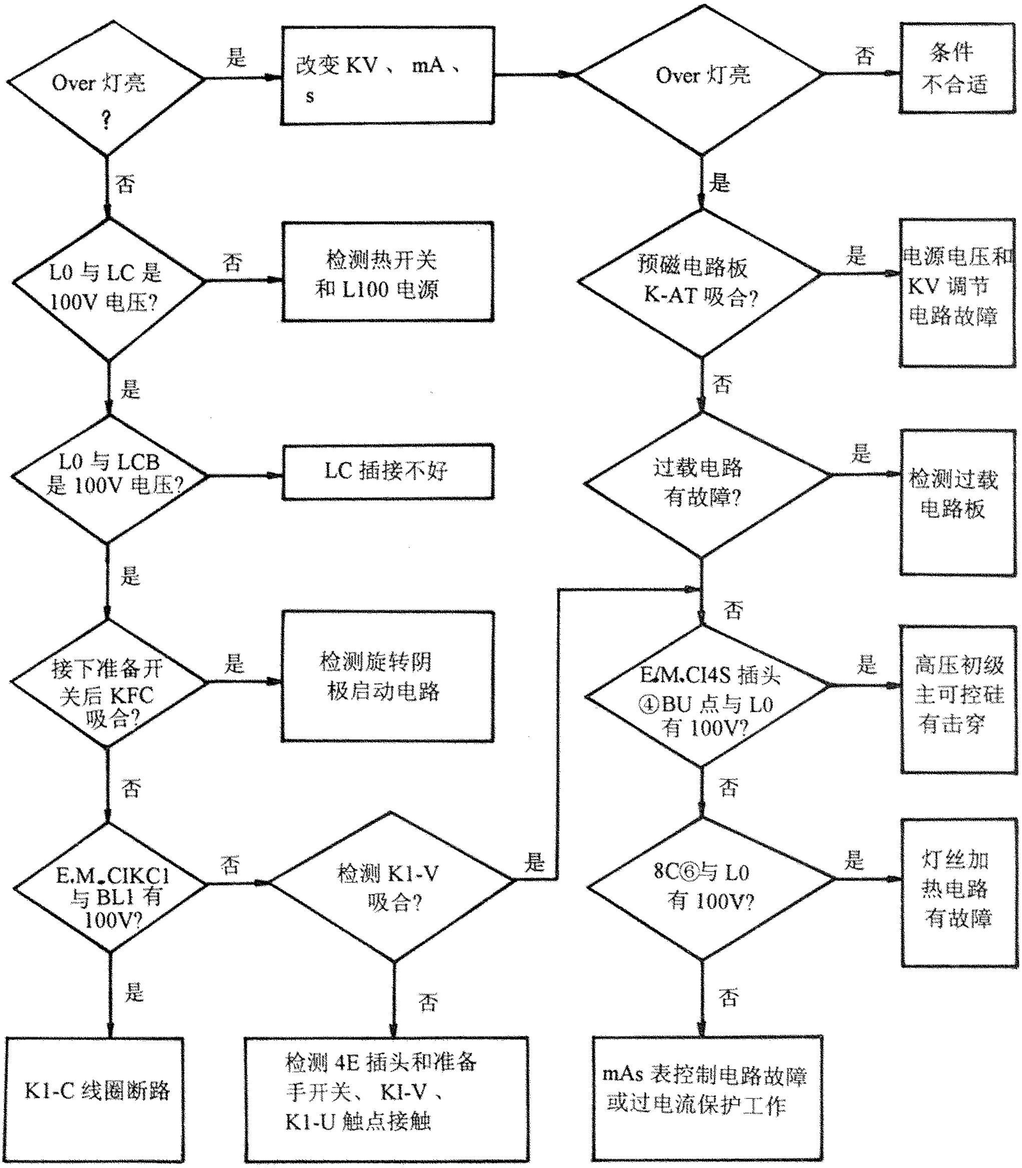


图 8－3　HD150B 田准备时“Ready”不亮故障检修流程图

（5）K_1-T_1C.D 触点接触不良或 Sec 控制板上 D_{1-09} 与 R_{16} 断路；

（6）限时器故障或触发电路故障；

（7）高压初级回路 SW－R 触点接触不良或可控硅断路；

（8）高压次级线圈断路，硅整流器断路；

（9）阳极侧高压交换闸故障；

（10）阴极侧高压电缆插接接触不良等。

3. **故障检修**　如图 8－4 所示。

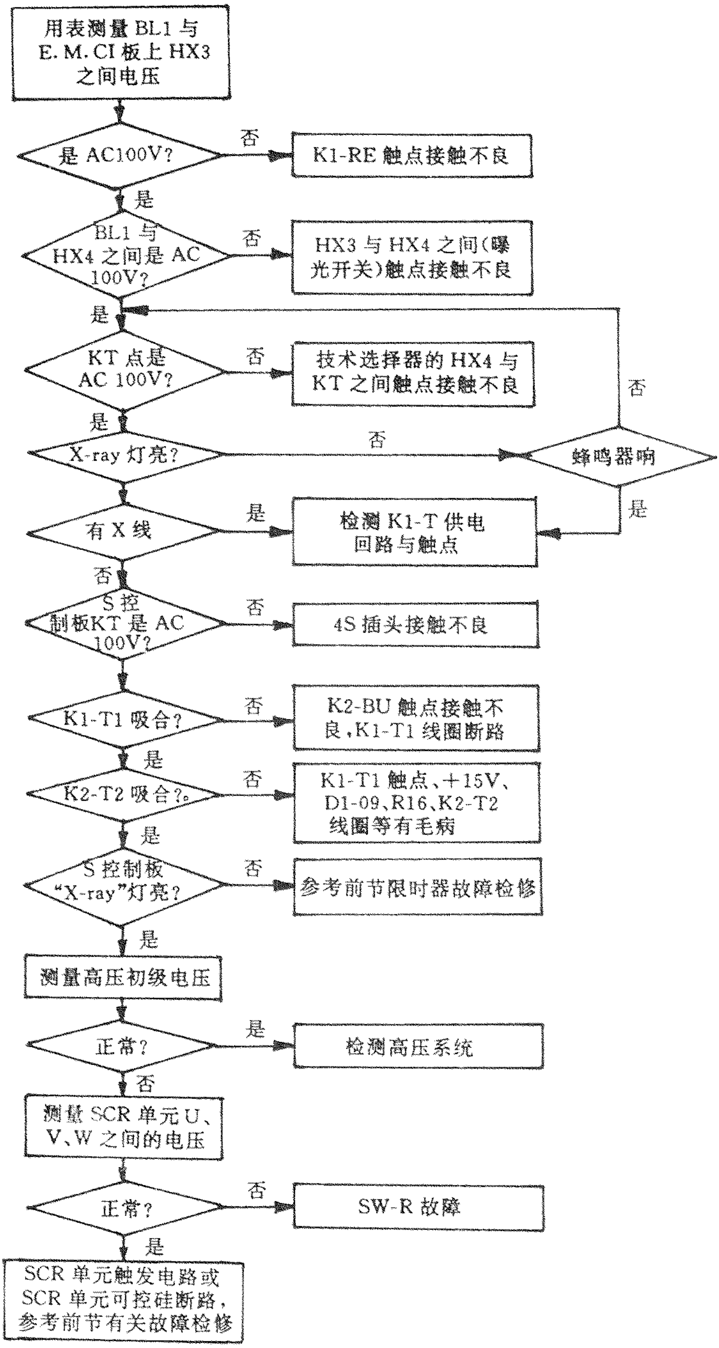


图 8－4　HD150B 故障举例 2 故障检修流程图

第九章　中高频 X 线发生器故障检修

中高频 X 线发生器可靠性比工频的高，故障率也比工频的低。一旦出现故障时，它能自动显示故障信息，告诉其范围，但检修有一定的难度。下面介绍岛津 UD150 和西门子 POLY－DOROS 系列 X 线发生器的故障检修。

一、UD150 系统 X 线发生器检修

当所选择的条件超过所用 X 线管和 X 线发生器容许的最大或最小值时，控制台显示器显示故障信息，“OVER”灯亮的处理方法。如表 9－1 所示。故障检修如表 9－2 所示。

表 9－1　　UD150X 线负载参数选择错误显示故障信息

错误信息 “OVER”指示灯 状态	原因	处理方法
mAs too Small 亮	所选择的 mAs 小于 0.5mAs 或 mA 低最小 mA 值	重新选择 mAs 或 mA
Emission OVER 亮	KV 选择过低或低 KV、mA 调整不准确	重新选择 KV，必要时重调 mA（低 KV＝40 档）
Tube Load OVER 亮	所选择条件超过所用 X 线管的额定值	降低条件
mAs OVER 亮	mAs 超过 800mAs，一般正常使用不会出现，由安装调试或维修后技术参数设置不对	按安装说明重新设置有关技术参数。
Generator Loud OVER 亮	所设置的额定参数超出该 X 线发生器额定值。当所选择条件超过本 X 线发生器的额定值时	按安装调节说明重新设置有关额定参数
Please Get mAs down 亮	所用 X 线管的管电流值，所设置的 mAs 超过 10Sec（两钮技术），对所使用 X 线管在参数设置时，没设置对	根据所用 X 线管重新设置
HU OVER predicted 亮	所选择的条件超过所使用 X 线管的累积热容量	降低条件，使错误消失为止

表 9－2　　UD150X **线发生器故障检修**

故障现象	故障分析	故障排除
HU Full Stored OVER 灯亮	X 线管累积的热容量超过允许的值，连续大负荷曝光。	不要连续大负荷使用，间隙时间要适当长些
Thermal OVER OVER 灯亮	X 线管组件上的热开关工作。使用大负荷、旋转阳极定子或转子有问题引起过热，X 线管有问题	检查 X 线管套外是否过热，不热，热开关的故障，过热，采取冷却措施，使 X 线套冷却，在错误信息消失后，试验 X 线管旋转阳极是否正常。不正常检测旋转阳极启动电路和定子线圈；旋转阳极正常，观察使用，若不出现该故障，则为使用不当，继续出现故障，X 线管或绝缘油有问题
Line Voltage OVER OVER 灯亮	所供电源电压超出允许范围，或电源电压检测电路故障	若经常出现该现象，则应改善供电电源质量，如加稳压器。当外供电源正常，仍有该现象，检测 EMC-90板上有关 LVOVR 控制部分
mA Trouble OVER FAULT 灯亮	灯丝加热控制器的故障	检测 MA CONT UD 板 mABR 和 MASP 信号输入前级判断故障来自何单元，多数在 mA POWER UD 有问题
Fluo OVer Current OVER 灯亮	透视管电流超过6mA。透视 mA 调节错误，或灯丝加热电路和高压、X 线管有故障	先测量 Measure-70板 CP_{11}点电位，检测设置透视 mA 是否正确，其比率为-1V/1mA，不正确重新设置；正确逐级检测后级透视 mA 控制信号，若 mA 控制信号正常，检测灯丝加热初级、次级、X 线管和高压系统，逐一排除
Radio over Current OVER 和 FAULT 灯亮	摄影管电流超过所选 mA 的13%，IF 调节不当；灯丝加热、高压电路或 X 线管有问题	测量 mA CONT UD 板 CP_{15}点电位，是否正确，不正确，重新设置；正确逐段检测后级控制信号和灯丝加热初级电压、电流，若正常则为高压电路和 X 线管的故障
Set voltage OVER OVER 灯亮	管电压设置值不正确，在安装或维修时设置不对	重新设置
Charge Volt Trouble OVER、FAULT 灯亮	逆变器直流供电电路中的平滑电容充电故障，或充电电压检测电路故障	在 KV CONT-90板测量 VP_1、VP_2电位，不正常，检测前级和平滑电容；正常检测 VP 可确定 A_{11}是否损坏
Feedoack Trouble OVER、FAUIT 灯亮	管电压反馈电路故障；高压初级，高压次级等高压系统断路或阳极端高压电缆接触不好	测量 KVCONT-90板 CP_{31}和 CP_{37}（曝光过程中）电位与所选择 KV 是否相对应。是，检测后级电路；不是，检测高压初级电压，不正确，高压初级控制故障，反之高压系统故障

故障现象	故障分析	故障排除
Measurd KV OVER OVER、FAULT 灯亮	实际管电压超过允许范围。高压初级供电电压不正确;mA 调节不对;高压系统或 X 线管打火等	检测逆变器触发脉冲;检测高压初级电压是否正确,若 mA 或 mAs 输出低,重新调整 mA;上述正常,高压系统或 X 线管的故障
mA Troable OVER、FAULT 灯亮	灯丝加热控制器故障。安装或维修时 mA 调整错误等	先检查相应 mAIF 值是否正确,不正确,重新设置;正确,检测加热控制系统

二、POLYDOROS 系列 X 线发生器故障检修

POLYDOROS 系列 X 线发生器自动化程度要高于 UD150 系列的 X 线发生器。特别是在维修服务诊断方面考虑得比较好，如在发生器柜前右上有一块 D_{90} 维修服务板，在板上可测量到与 X 线有关的主要参数和主要直流电源电压。各工作状态以指示灯亮形式表示，非常直观，一旦有故障，只要观指示灯亮情况就能较准确地告知你故障在何范围内，同时控制台可能有错误信息显示，为准确判断故障和维修提供了有力的帮助。这里笔者只向读者介绍该 X 线发生器可能出现的故障信息和可能发生故障的部位如下：

1. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
5. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
6. D_{89} 板 RAM 损坏；控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
7. 计时器故障；控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
9. 未选择工作台
10. D_{89} 板 J_{33} EPROM 损坏或它的控制逻辑故障
11. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
12. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
13. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
14. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
15. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
16. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
17. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
20. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确
30. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题
31. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电

源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

32. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题，控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

33. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题，控制柜 $D_{1}1$、$D_{3}3$ 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

34. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、$D_{3}3$ 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

35. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、$D_{3}3$ 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

36. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、$D_{3}3$ 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

39. 控制台 D_{89} 板故障；D_{89} 插接不好；直流供电电压不正确。控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题，控制柜 D_{11} 板 V_{33} 亮。

40. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

41. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

42. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

43. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

44. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

45. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

46. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题，控制柜与控制台 FOC 连接问题

51. CPU 连接故障（RSS），一般在开机时出现

52. CPU 连接故障（RSS），一般在开机时出现

53. CPU 连接故障（RSS），一般在开机时出现

54. CPU 连接故障（RSS），一般在开机时出现

80. 控制台 D_{89} PJ_{24} PROM 故障（可能接触不好）

81. D_{89}（控制台）板 J_{25}PROM 故障（可能接触不好）

82. D_{89}（控制台）板 J_{26}PROM 故障（可能接触不好）

100. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题（控制柜 FLO 发送后，控制台无 FL 释放）

101. Irö > Iöref（上显示 D_{25}）或 Uröactual < > Uröref（显示 D_{42}）或电流测量电路转换不好

102. lhactual < > Ihref（显示 D_{25} 和 D_2），在灯丝变换器短路的情况下，不显示 D_{25} 和 D_2

103. SS 接触器没有工作或通过 $ASK_1$6 的门的触点不好

104. 在 D_{55} 中间监测 UZ = UZre 信号错误，（Uzmin、Uzmax、Id – max）

106. $ZB_{\odot}$ 后，控制台没有传送任何数据到控制柜，控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

109. 在初始化期间摄影信息输入电路故障（检测 D_{45}、D_{40}、D_{30}/D_{300}、D_{35}）

110. 读回 Jhmax 所需值超出输出 Jhmax，所需值容限的 ± 200MV（D_{30}/D_{300} 调整 OK？用 D_{30}/D_{300} 试验程序试验 OK？）

111. 读回 Jh 值超出输出 Jh 所需容限值的 ± 200mV（D_{30}/D_{300} 调整 OK？用 D_{30}/D_{300} 上试验程序试验 OK？）

112. 读回 Vz 值超出输出 Vz 所需值容限的 ± 200mV（D_{30}/D_{300} 调整 OK？用 D_{30}/D_{300} 上试验程序试验 OK？）

113. 读回 Vtube 值超出输出 Vtabe 所需值容限的 ± 200mV 读回 Vz 值超出输出 Vz 所需值容限的 ± 200mV（D_{30}/D_{300} 调整 OK？用 D_{30}/D_{300} 上试验程序试验 OK？）

114. A/D 转换电路故障（模拟 – MUX、SH、A/D 转换器）读回 Vz 值超出输出 V_z 所需值容限的 ± 200mV（D_{30}/D_{300} 调整 OK？用 D_{30}/D_{300} 上试验程序试验 OK？）

115. 读回 Jtubt 值超出输出 Jtube 所需值容限的 ± 200mV 读回 Vz 值超出输出 Vz 所需值容限的 ± 200mV（D_{30}/D_{300} 调整 OK？用 D_{30}/D_{300} 上试验程序试验 OK？）

116. X 线管在连续工作期间旋转阳极启动器故障（N_{18} 启动器上出现 10、53、58、35 错误码）

117. ZB/ANL（D_{30}/D_{300} . D_{14}）发出后启动器错误（D_{30}/D_{300}、D_{14}、D_{30}/D_{300}、$F_3$0 发出信号），可能启动器有故障

118. ZB/ANL（D_{30}/D_{300}、D_{14}、D_{7-30}/D_{300}、$F_3$0）发出信号前启动器中有错误（启动器有 54/01 错误码）

119. X 线管阳极运转相序错误（启动器出现 51/58/53/34 错误码）

121. **控制柜中** D_{11} **故障；**D_{11} **插接不好，供电电源故障等**

122. **控制柜中** D_{11} **故障；**D_{11} **插接不好，供电电源故障等**

123. **控制柜中** D_{11} **故障；**D_{11} **插接不好；供电电源故障等**

124. **控制柜中** D_{11} **故障；**D_{11} **插接不好；供电电源故障等**

125. **控制柜中** D_{11} **故障；**D_{11} **插接不好；供电电源故障等，控制台** D_{340} **接触不好；**D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜** D_{11}、D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障**

128. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

129. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

130. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

131. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏，供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

132. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

133. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

134. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

135. **控制台中** D_{340} **损坏；**D340 **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

140. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

141. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

142. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

143. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

144. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** D_{33}/D_{340} **损坏；供电电源故障；控制柜到控制台** FOC **连接故障**

145. **控制台中** D_{340} **损坏；**D_{340} **接触不好；供电电源故障；控制柜中** D_{11} **或** $D_{33}/$

D_{340}损坏；供电电源故障；控制柜到控制台 FOC 连接故障

146. 控制台中 D_{340} 损坏；D_{340} 接触不好；供电电源故障；控制柜中 D_{11} 或 D_{33}/D_{340}损坏；供电电源故障；控制柜到控制台 FOC 连接故障或油压开关的问题（D_{360}板上 X4 连接器）或 $D_{31} \times 2.F_8$ 接触不好

147. 控制台中 D_{340} 损坏；D_{340} 接触不好；供电电源故障；控制柜中 D_{11} 或 D_{33}/D_{340}损坏；供电电源故障；控制柜到控制台 FOC 连接故障

160. FL 单元故障；所选择装置没有 FL 单元

161. K_1 插头在 D_{31}上设编程

162. 控制台在 D_{32}上设编程

163. 电离室在 D_{32}上设编程

164. X 线管 PROM 失效

170. 到 Digimatik（D39）或 Digimatik（115）中接口故障；KV 或 MA 总线上编码错误

180. FL 方式译码期间错误

181. 透视接口 D_{36}脱出或损坏

184. 电离室（光电限时）接口 D_{32}脱出或损坏

185. D_{11} 损坏；D_{11} 插接不好；供电电源故障

186. D_{11} 损坏；D_{11} 插接不好；供电电源故障

191. D_{15}板上 J_3 的 PROM 试验出错

192. D_{15}板上 J_8 计时器试验期间出错

193. 到 X 线管负荷计算机的接口（D_{11}/D_{15}）中有故障

194. 到 X 线管负荷计算机的接口（D_{11}/D_{15}）中有故障

195. 到 X 线管负荷计算机的接口（D_{11}/D_{15}）中有故障

196. 到 X 线管负荷计算机的接口（D_{11}/D_{15}）中有故障

197. 到 X 线管负荷计算机的接口（D_{11}/D_{15}）中有故障

198. 到 X 线管负荷计算机的接口（D_{11}/D_{15}）中有故障

199. 到 X 线管负荷计算机的接口（D_{11}/D_{15}）中有故障

200. 逆变器短路

201. D_{31}上所要选用装置编程序错误（G_1）

202. D_{31}上所要选用装置编程序错误（G_2）

203. D_{31}上所要选用装置编程序错误（G_3）

204. D_{31}上所要选用装置编程序错误（G_4）

205. D_{31}上所要选用装置编程序错误（G_5）

206. D_{31}上所要选用装置编程序错误（G_6）

207. D_{31}上所要选用装置编程序错误（G_7）

208. D_{31}上所要选用装置编程序错误（G_8）

209. D_{31}上 X 线管程序错误（1 管）

210. D_{31}上 X 线管程序错误（2 管）

211. D_{31}上 X 线管程序错误（2 管）

212. D_{31}上 X 线管程序错误（4 管）

221. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题，控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

222. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

224. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

225. 控制柜与控制台之间数据传送故障。控制台 D_{340} 板接触不好、D_{340} 失效、电源问题；控制柜 D_{11}、D_{33} 故障电源等问题；控制柜与控制台 FOC 连接问题

228. 所调 KV 值 $>$ X 线管 PROM 中给定的 KV 值，D_{31} 上设置的 KV $>$ X 线管 PROM 的最大 KV 值，用乳腺摄影时 KV $>$ 49KV

240. 用乳腺摄影时 KV $>$ X 线管 PROM 的最 KV 值

241. KVLMIT PROG 超过 D_{31} 板上所设置 KV

242. 首次使用加负载太长

243. I_{ROE}实际值超出正容限（D_{30} 试验 OK）

244. I_{ROE}实际值超出负容限（D_{30} 试验 OK）

245. 负荷计算 1 错误；KV 值没存在 I_{ROE} PROM 中

246. 负荷计算 2 错误；KWS 值没存在 I_{ROE} PROM 中

247. 用 3 钮技术时负荷计算 3 错误；IS 调节时间 $<$ 允许时间

248. 负荷计算 4 错误；X 线管电流值没有存在 I_{ROE} PROM 中

249. POLYDOROS 不能识别的程序

250 ~ 255. D_{11} 损坏；D_{11} 插接不好；供电电源故障

当出现表 9 – 3 中所列故障信息时，先观察控制柜中 D_{11} 板上的 J_{17} – 119 三个显示器是否显示错误码，可以进一步告诉故障所在部位，其错误码所表示的意思请读者参考说明书。出现故障时为了排除故障，说明书中还给出了如何运行试验程序，能比较准确地诊断出故障所在位，给维修提供了很多方便。

第十章　附属设备的故障检修

一、活动滤线器的故障检修

目前使用的活动滤线器有两种，即弹簧振动式和电动拉鞲动往复式两种。由于频繁使用，故其故障率相对比较高。常见故障检修如表 10－1 所示。

表 10－1　　活动滤线器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
用滤线器摄影时，有时所摄照片上有铅条影，尤以长时间曝光为甚	若为弹簧振动式多为四根弹簧片松动或调整不好，弹簧变形或损坏；衔铁或电磁铁架固定螺钉松动使滤线器移动受阻。 若为电动往复式则可能是：电动机速度不准确；滑道有脏物或变形等	重新调整四弹簧片位置并固定牢，用手动试验活动应灵活；调整衔铁或电磁支架位置并紧固好先清洁滑道或整形滑道；电动速度应在电路中调节或更换电机
用滤线器摄影时滤线器不工作，不能曝光	控制器至滤线器的引线松动或断路；供电电源无；整流器损坏；电磁铁线圈断路或短路；电动机控制故障或电动线圈断路等	去掉高压初级，根据电路图逐段测量，能较快判断故障所在。若整流器、电磁铁线圈，电动机线圈断路或短路则必须更换
用滤线器摄影时，滤线器移动，不曝光	曝光控制触点接触不良或触点损坏、引线断开	去掉高压初级，用测量电压的方法判断，或关掉机器电源，直接测量、清洁触点或调整触片、焊接引线

二、普通摄影床故障检修

普通摄影床现今用得比较多的为浮动式。有床面纵向浮动和床面横向均浮动两种，其制动有电磁和手动机械式两种。常见故障检修如表 10－2 所示。

表 10－2　普通摄影床故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
床面移动不灵活刹车失灵	床面滑道变形；滚动轴承损坏或太脏；滚动轴承调整不好；刹车调整不好	手动机械刹车可重新调整位置并紧固，损坏严重不能修复的，必需更换或重加工；电磁刹车测量其线圈供电或线圈本身，调整位置等
刹车失灵	长期使用固定螺钉松动或磨损；电磁刹车供电故障；电磁刹车线圈短路或断路	滑道变形取下床面板正；清洁轴承；调整刹车
滤线器架活动受限	滑道太脏或生锈；滤线器架变形或四个滑轮位置调整不好或损坏	清洁滑道；调整滤线器架或紧固螺钉；调整或更换滑轮

三、X 线管组件保持装置故障检修

1. **与摄影床为一体 X 线管组件保持装置故障检修**　这种保持装置一般为 X 线中心与滤线器中心始终保持一致，焦一片距有可变和不可变两种，保持装置有可移动和不可移动两种形式。常见故障多为：移动不灵活，一般由机械故障或调整不合适、滑润不等引起，根据其故障情况采取相应的措施予以修复；电磁或手动机械刹车故障，重新调整式更换即可。

2. **单地轨式 X 线管组件保持装置故障检修**　常见故障也是移动受限，由机械和电磁刹车故障引起。检修方法同上。

3. **天地轨式和悬吊式 X 线管组件保持装置故障检修**　常见故障和检修方法同上。

四、体层摄影装置故障检修

1. **简易体层摄影装置故障检修**　该装置一般只能行直线体层摄影，由摆杆、定位器、驱动器、制动器等部分组成。其故障检修如表 10－3 所示。

2. **多轨迹体层摄影装置故障检修**　多轨迹体层摄影装置与简易式相比，其结构复杂得多，形式也多样化，故障也可能各不相同。这里以西门子 Multplanisraph 3D 为例，简述其常见故障检修，请参见表 10－4。

表 10－3　　简易体层摄影装置故障检修

故障现象	故　障　分　析	故　障　排　除
层面不对（实际层面与标称指示层面不一致）	摄影床面变形；一般床面在长期使用期间沉下；定位器指示针松动或变形	用水平仪检测床面是否平直、若床面变形必须校正，再用第三节有关 X 线体层摄影装置的调校方法凋校
断续或不曝光	定位器的扇形板变形；扇形板导电环某处损坏或不清洁；曝光触点变形等	取下定位器，若扇形板变形不严重可校整，严重者则应更换；导电板有脏物应先清洁，若有损坏，小面积可采取镀锡平整，大面积或损坏严重应更换扇形板：校整曝光触点
X 线管组件保持装置移动不平稳	天地轨变形或有脏物或横臂旋转部分不好；体层摄影装置与摄影床的连接松动；定位器上摆杆定位滑道变形	去掉摆杆，保持装置置在普通摄影位，移动保持器，检查其纵向移动是否灵活；转动横臂检查活动情况；检查连接和定位滑道滤线器移动情况
按下曝光准备开关，驱动器不工作	控制电路故障；控制器至摄影床或摄影床至驱动器的电缆接插不好；引线或驱动电机线圈断路；供给驱动电机的电源有故障等	用测量法逐段检测驱动控制回路或供给驱动电机的电源

五、电动诊视床故障检修

电动诊视床有近控和遥控操作两种类型。机械结构和控制电路结构各厂家差别较大，故故障检修不可能一致。这里只以上海医疗机械厂 X02 型近控电动诊视床和日本岛津 ZS－30 遥控电动诊视床为例，简述故障检修。

1.X02 近控电动诊视床故障检修　如表 10－5 所示。

2. 配 X02 诊视床的点片装置故障检修　如表 10－6 所示。

3.ZS－30 遥控电动诊视床故障检修　如表 10－7 所示。

4.SFC－65 点片换片器故障检修　如表 10－8 所示。

表 10－4　　Multiplanigraph 3D 故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
层面不对	床面变形（一般下沉）；调整不准确；层高指示器故障	先用水平仪测量床面水平情况，必要时校整床面水平。然后用层厚测试仪行体层摄影，通过所摄影胶片观其层厚误差，打开床旁体层摄影控制盒，从层高机械显示器的联动轴上取下卡档圈，松开卡环，将联动轴上的啮合离开显示器的啮合，手动显示器啮合齿轮，使显示器上的显示数字与所摄影胶片上实际层厚一致，再曝光试验反复调整，直到满意为止
摆动不稳定	悬吊架轨道变形或轨道内有脏物；链条松紧度不合适，长期使用或调整不当等引起	用测量轨迹的方法可观察到体层摄影轨迹不好。先清洁轨道和链条并加滑润剂，再测检轨迹，若故障仍存在，则应按调节说明书调整链条的松紧度
自动中心不准确（即摆杆不在垂直位）	长期使用悬吊架上纵横移动跟随电位器固定件松动，或电位器阻值发生变化；D_8 电路板上 R_{49}、R_{50}（纵）、R_{54}、R_{55}（横）电位器阻值改变等	按调节说明书中第3.2项调整自动中心
直线体层摄影轨迹不对称，其它轨迹始末端有开或重合过多	该故障一般只能在质量控制或大检测时发现。多为长时间没有校准或某元件性能发生变化等	按调节说明书的第5～8进行重新调整
实际曝光时间与所选轨迹标称时间不一致	调整不当或速度控制电路有故障；使用时间长未做校准；发生器中与各轨迹相匹配时间控制电路故障（一般该电路控制时间比所选轨迹设定时间短才发生该故障）	按调节说明书第4、5、8项重新调整，该部分校准后再校准 X 线发生器 D_{93} 电路板与轨迹相匹配的时间
直线体层摄影正常，其它轨迹摄影按下曝光准备开关后驱动不工作	由于直线正常，证明驱动控制系统 D_{12}、D_{13} 板可能没有故障，很可能是正、余弦波形发生器 D_{11} 板的问题等。	首先测 D_{11} 板 ±15V 电源，然后用示波器测量 D_{11} 板17、18输入、输出的波形，波形无或不正常，可采用替换法替换有关元件
除直线外其它轨迹体层摄影均正常	直线控制电路故障，如 D_6 板损坏，D_5 板12、13等损坏	测量 D_5、D_6 板上有关集成块输入、输出的信号电位就能很快判断其是否有问题
各种轨迹均不工作	直流电源、主电源 U_1、U_2、U_3 保险熔断	测直流电源和主电源即可

表 10－5　X02 电动诊视床故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
床身和床面电机反转	此故障为011、012、013输入三相电源相序不正确，一般在配电系统检修或倒电时致使相序错误	一旦出现该故障，应立即断开机器电源，与配电室联系，让其校准相序或在配电系统不再改动情况下，将011与012或013交换接入电闸，一定告诫配电室人员不能再出现相序错误
床身运转时，电机声音大且动转慢	机械故障：减速器漏油致使减速齿轮滑润不好；主传动轮与大齿盘齿合不好或滑润差，制动电磁铁位置不合适。 电路故障：若是某一运转方向出现，则为 ZC_4或 FC_4触点接触不好；两方向均一样，可能是0与11无电源供给或引线断路；ZDT 线圈断路；ZD 电机某组线圈短路或断路等	去掉 ZD 上传送皮带，用手动摇把摇动减速器主轴，以观察减速器与大齿盘和主传动轮啮合情况，若不好，清洁并上滑润剂或调整、更换减速器。 去掉 IRD_1-IRD_3保险，行床身运转试验，用摇把能否摇动，不能摇动，检查 ZDT 位置和测量512与0之间有否电压判断 ZC_4或 FC_4触点接触和 ZDT 工作情况，电压正常，ZDT 线圈断路，更换；若能摇动和 ZDT 工作正常 ZD 电机有问题，更换
床身或床面运转，某一方向工作正常，另一方向不工作	限位开关位置不对或触点接触不好、损坏；控制开关触点接触不好或损坏；能运转组接触器在不能运转组接触器线圈供电回路的触点接触不好或引线断路；接触器线圈断路或在电机供电回路中的触点接触不好或引线断路	首先做运转试验，观察应工作的接触器是否工作。若工作，该接触器的触点接触或引线问题（用测量法）；若不工作，则检测该接触器线圈供电回路的限位开关，直接测量接触器线圈两端的电压很快能判断故障所在
床身和床面运转均不工作	该故障为公共控制部分的故障。如三相电源无；3RD 保险熔断；BHC 接触线圈断路；BHC 线圈供电回路限位开关接触不好或损坏，或引线断路	首先测量三相电源是否正常，再观察 BHC 是否工作。可按下故障复位按钮观 BHC 是否工作，不工作3RD 或004、031引线断路，BHC 工作检测限位开关和引线

表 10－6　配 X02 诊视床的点片装置故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
点片时荧光屏不制动	2ZDK 点片制动开关位置不对或该开关顶压杆损坏	用手动制动开关试验应制动，调整 2ZDK 位置或检查其顶压杆
点片托片架移至曝光位时，旋转阳极不旋转或不曝光	若阳极不旋转，可能是 WZK 触点接触不好或损坏或至 WZK 的引线断路；若旋阳极和准备正常但不曝光，则为 WK 开关接触不好或损坏，至 WK 的引线断路	用测量电压法即或判断 WZK 开关与连接至该开关引线正常与否，同样用测量电压法判断 WK 和连接至该开关引线是否正常

故障现象	故障分析	故障排除
点片摄影胶片分格不准确	DLK 或 BJK 开关，接触不好或损坏；0 与 11 之间无是源供给；BJ 线圈断路；BJ 机械故障；定位电磁或线圈断路；定位电磁衔铁杆与卡死或复冬天弹簧损坏	先测量 0 与 11 之间供电是否正常；检查当点片托片架从曝光移至停止位时，BJ 带动的指示器中否转动，若不转动，检测 DLK 和 BJK、引线和 BJ 线圈；转动检测 BJ 带动刷和定位电磁铁是否正常

表 10－7　　　　ZS－30 电动遥控诊视床故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
床身、床面纵向、点片换片器架等运转方向错	此故障为011、012、013输入三相电源相序不正确，一般在配电系统检修或倒电时致使相序错误	一旦出现该故障，应立即断开机器电源，与配电室联系，让其校准相序或在配电系统不再改动情况下，将011与012或013交换接入电闸，一定告诫配电室人员不能再出现相序错误
床身、床面纵向、点片换片器架运转时，声音大，速度慢，保险熔断	减速器或机械传动部分滑润不好、啮合不好等；电动机刹车供电回路或刹车线圈断路、短路；电动机定子绕组有短路，电刷接触不良等	先检查传动机械部分是否正确，必要时予以清洁或上滑润剂及调整；去掉电机供电引线，操作运转试验，观其电机刹车是否工作，若工作，有可能电动机有问题，或刹车位置不好，反之检测刹车供电回路
某一方向运转正常，而另一方向运转不工作或位置不对	限位开关触点接触不好或损坏；接触器触点接触或触点片上引线故障；接触器线圈断路	首先做运转试验，观察应工作的接触器是否工作。若工作，该接触器的触点接触或引线问题（用测量法）；若不工作，则检测该接触器线圈供电回路的限位开关，直接测量接触器线圈两端的电压很快能判断故障所在
除压迫器和床面横动能工作外其它均不工作	肯定是200V 的三相电源供电不对或床基部三个保险熔断；RO 接触器没工作等	先测量输入三相电源，正常，检测三个保险，保险正常，用测量法判断 RO 工作情况
所有运转功能均无	L_0与 AO 或 L_{100}与 A_{100}之间的保险熔断；L_0与 L_{100}无100V 电源	先测量 L_0与 L_{100}输入电源，正常检测保险

SFC_{-65} 点片换片器的电路结构与 SFC_{-5}，或 15 的电路结构基本类似，在国内使用的用户比较多。SFC_{-65} 点片换片系统的结构、工作原理和详细的电路分析请读者参考 SFC_{-65} 技术说明或有关资料，故这里就不再详细列举其故障检修，只是简述最常见的故障检修。

岛津在 90 年代初开发了一种标准化的控制器（$USBC_{-85}$），可与各种无暗盒遥控床匹配。由于它是微机控制，故结构简单，自动化程度较高，可靠性好，故障率较低。即使出现故障控制器自动显示错误信息，故障检修可按技术手册中 $USBC_{-85}$

现场服务方法章进行，给维修工作人员提供了方便。

表 10－8　　SFC－65 常见故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
所照胶片上有静电痕迹	环境湿度变小；传片系统接地不好；传片滚轮过紧；胶片厚；传片速度过快	首先检查机房湿度和胶片。若湿度、胶片无问题，检查接地和传片滚轮，若上述均正常，则要检测校准传片电机速度或改变伺服放大电路板上 R11B-03电阻值（减小），使电动速度减慢
按下选片按钮后，过一会 SWEEP 灯亮，无胶片显示（指示器不亮），Ready 灯不亮	胶片尺寸偏大；供片盒变形；吸盘脱落、不平或损坏；真空泵漏气或不工作；真空管道漏气或电磁阀工作不正常；卡片；控制电路故障	首先检查有无卡片，若无卡片，打开换片器外罩，检查吸盘有无脱落，吸盘无脱落装上试验片，试验吸盘、真空泵和真空管道电磁阀等。上述均正常，打开控制器外罩，用 SA 或 SB 开关复位，再试验选片工作是否正常，正常，是 SMA 或 SMB 工作不对，不正常检测控制电路
点片分格不准确	增感屏架停止原点位不对；调整分格电位器阻值改变；±15V 电源电压值变化	按安装调节说明书检查调整增感屏停止原点位（用 V_2调校）；各分格用有关电位器校准
按下选片按钮后，Advance 灯一直亮	此故障表明吸片正常，可能是 MR-A 或 MR-B 程序器、某控制继电器或延时器工作不正常，如 R55A、KR9A、DC 伺服放大电路板 K3B 或放大器、集成电路有故障	装试验片，选片吸片提起，按控制器继电器板上 SA 键，观传片工作否？Ready 灯亮否？若不是，MR-A 有问题或某继电器触点接触不好，或 MR-B 有问题，若是，控制 MR-A 的控制回路不正确，按动作程序图观察 R55A、KR9A、K3B 是否工作，即可找到故障所在

六、快速换片器故障检修

目前用得比较多的是 PUCK 快速换片器。它已从旋钮、继电器、穿孔式发展到微机化，前两种已基本完全淘汰。由于微机化控制使得可靠性和自动化程度高，故障率低，且有自动故障诊断系统，检修相对比较容易。故这里仅以西门子穿孔程序控制式 PUCK 换片器为例，简单介绍一些常见故障检修实例，如表 10－9 所示。

七、电动高压注射器故障检修

电动高压注射器种类较多，电路结构差异大。限于篇幅这里只能以西门子 SIMTRAC－DH 电动高压注射器为例，简述其常见故障检修，如表 10－10。

表 10－9　　　穿孔程序控制 PUCK 换片器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
按下曝光准备开关后，X 线发生器准备正常，但松开该开关时换片器没有起动换片	控制器至换片器的电缆接插不良或引线断路；K_5插头接触不良；PR_6线圈断路；速度控制板中 PR_{19}控制回路故障；串在 PR_{19}线圈供电回路的 PR_{15}和 PR_6触点接触不良；PR_1线圈断路；PR_1控制 am1电机运转的触点接触不好；G_2板接插不好；am1电机供电回路故障或 am1有问题	松开曝光准备开关，观 PR_6工作否，不工作，检测 K_5接插，PR_{11}的1、3触点和 PR_6线圈；反之观 PR_1工作否，不工作，检测 PR_6的1、3和 PR_{15}的1、4接触以及 PR_1线圈，PR_1工作，检查控制器到换片器的电缆接插是否良好，检查 am1供电回路等逐一排除
已曝光胶片没有完全进入收片盒，造成卡片	此故障多由机械故障引起，如收片盒变形或内部某元件松动或脱落致使胶片不能完全进入；胶片进入收片盒通道传送轮松紧不一致；胶片引导器损坏	首先检查收片盒是否正常，无异常，打开换片器主体外罩，检查胶片引导器是否完好或变形(该引导器为塑料片)，正常，试验传胶观胶片进入收片盒途中有无偏斜，是，应调整传送轮的松紧度，使两侧一致
运转速度过快或过慢	速度控制板 G_1(402)i 板1、C_3、V_1故障；V_1基板控制信号电压升高：如 R_9、R_8、R_{51}、R_{52}、R_1-R_6等阻值发生变化	检测 G_1板上各测量点的电位(改变运转速度程序测量比较)；把 G_1取下测量可凝元件是否正常或用替换法能比较快地找出故障所在
所摄影胶片未曝光	串在曝光释放回路的 PR_6、s12、s13的触点接触不好；控制器到换片器或到 X 线发生器的电缆接插不好或引线断路	先检查 X 线发生器是否正常，不正常检修之；反之再用测量法检测可凝部分
到设定程序停止位时胶片驱送和曝光不能自动停止	穿孔卡程序设置错误(在 Stop 线上未打孔)；穿孔卡读出器上 b8灯损坏或位置不对；G_3板 V4、V_{10}、V_{15}、V_{16}、G_1板上 V_{17}、V_{18}或该回路中某电阻、电位器等损坏；G_1、G_3板插接不好；PR_{13}线圈断路	将程序穿孔卡插入穿孔卡读出器座，进入读出器，观 B8灯是否亮，不亮灯损坏，更换；亮，检查程序穿孔卡 Stop 线上打孔否，上述正常，移动程序穿孔卡至停止位，观 B_8～B_{11}灯息否，不息，检查 G_1、G_2板插接和测量两板与停止有关的元件

表 10－10　　SIMTRAC－DH **故障检修**

故障现象	故障分析	故障排除
接通电源后只有电源开关上的指示灯亮	±12V 电源电路故障；K_5继电器在＋24V 供电回路的触点接触不良；F-UE 电路故障如 D_3、H_3、K_5线圈断路、R_{81}断路和 D_{27}击穿；JIV 或 J5S 接插不好	打开控制器外罩检查 F_4、F_5保险，测量±12V 电源；检查 JIV 或 J5S 接插；开关电源观 K_5是否工作，若工作，测量 JIV 的20有否＋24V，无，该回路 K_5触点接触不良，有，测量 J5S 的4并向后级查找；K_5不工作，检测 K_5线圈回路供电控制电路元件或 K_5线圈本身
注射时无异常即指示灯均正常，但无压力显示	注射头内压力传感器损坏；压力检测控制电路板上集成电路故障或电阻断路或其它元件损坏；压力显示电路故障	打开控制器外罩，在主板上测量 MP_{10}或 MP_{11}点电位，行试注射或手动注射。若电位无变化，打开注射头外罩，检测 IC_1的1端，注射时有否变化，有变化后级电路或插接问题，无变化 IC_1或前级的电阻传感器损坏；MP_{10}或 MP_{11}电位有变化，检查压力显示电路
一开机控制器注射头上过载指示灯亮，除电源指示灯外其它灯全灭	F-UE 控制电路故障，如集成块、二极管、电阻、电容故障；±12V 电源故障；控制器至注射头连接电缆引线断路或短路	打开控制器外罩，在主板上测量 MP35、36、40、41、42、44、45、47等电位判断输入过载保护电路的信号正常否，不正常，检测相应电路；正常，保护电路元件故障，逐级检测，不难排除
在注射过程中，过载指示灯亮	注射空针针筒或活塞变形、造影剂浓度高、导管细或弯曲过大等造成注射阻力过大而过载；注射头驱动机械故障；驱动电机控制电路故障；检测电路故障；控制器至注射头连接电缆引线断路或短路；注射速度设定电路故障	去掉注射针筒，试注射，故障消除，检查可疑部分；若故障还存在，打开注射头检查驱动机械，机械正常检测驱动控制电路，可采取输入速度控制信号，模拟输入观电机运转，若运转速度能随输入信号高低变化，控制电路正常，检测速度设定，反之不正常，检测控制电路。上述试验故障尚还未排除，应检测过载保护电路与连接电缆引线
控制器上指示无异常，按下注射头上抽或排开关时，指示灯不亮，抽或排功能无	抽或排开关触点接触不好或损坏；S_3-S_8开关触点接触不好或损坏；J4A 插接不好；D_4或 D_5断路	打开注射头外罩，测量抽排指示灯供电回路，能很快判断故障所在
只打造影剂不曝光或只曝光不打造影剂，不打造影剂也不曝光	只打造影剂不曝光。可能是：K_4线圈断路；INST 电路中 IC_2、3、9控制 K4的部分损坏；K_4的6、8常开触点接触不良。 只曝光不打造影剂。可能是 K_3控制逻辑电路 JC_3、9、14、19部分损坏；VOLUMEN 信号控制逻辑电路故障等。 不曝光也不打造影剂。可能是：J_8插接不好或 J_8的2、J_8的15引线断路；D_{28}断路，K_3、K_4控制逻辑电路故障	去掉 X 线发生器高压初级，试验观 K_4是否工作，工作，检测 K4的6、8触点接触和 J_8插接连接；反之检测 IC_2、3、9或 K4线圈。 用控制器上手动注射开关试注射，观 K_3工作否，工作，检测 K_3的3、5常开触点接触及后级电路；K_3不工作，检测 IC_3的9、14、19和 K3线圈； 上述正常，检测 VOLUMEN 信号控制逻辑电路。 用控制器上手动注射开关试注射，若注射正常，有可能 D_{28}、J_8接插不好或引线断路；反之检测 K_3和 K_4控制逻辑电路

第十一章　X 线影像增强、电视系统故障检修

一、X 线影像增强器故障检修

X 线影像增强器故障检修见表 11－1。

下面介绍一下西安航空航天第 504 研究所影像增强电视系统配东芝增强器，电源故障的检修方法。

1.24V 直流电源故障检修　该电源是一个单独的供电盒，它出现故障时，增强器无图像。

判断该电源是否有问题的方法：一是直接用万用表测量输出电压是否是 24V，二是检查高频高压部分有无感应电或高频声。一般可能是整流器、滤波电容器、调整器 VP33381B 或电阻等损坏。该电源损坏可用 400mA 以上多选择可调稳压器替代，作应急处理，再修复之。

2. 高频高压故障判断方法　在高压接线排的①与⑥之间，用万用表直接测量－550V 电压。若－550V 与＋24 工作电流（135mA）正常，25KV 输出至呈增强管的高压引线或 50MΩ 电阻断路，或者是增强管损坏；－550V 降低，并伴高压打火，此为高压插头与插座接触不良或受潮及有脏物，只需清洁高压插头和插座，重新封好即可；－550V 忽高忽低（图像变化大），滤波电容损坏；－550V 降低，＋24V 工作电流增加（200～300mA）高压损坏。高压产生器损坏，不能自行修复，只能更换。

二、XTV－ZHD54 系列 X 线电视系统故障检修

1. 无图像故障检修　无图像故障出现时，首先应判断是监示器，还是摄像机的故障。在自然光状态下，对该系统进行测量检查，其检修流程图如图 11－2 所示。

2. 摄像机故障检修实例

（1）摄像管故障检修：如表 11－2。

（2）预放器故障检修：如表 11－3。

（3）扫描电路故障检修：如表 11－4。

(4) **高压电路故障检修：如表 11-5。**

(5) **视放处理器故障检修：如表 11-6。**

(6) I.B.S **形成电路故障检修：如表 11-7。**

表 11-1　　　　X **线影像增强器故障检修**

故障现象	故障分析	故障排除
无图像	高压电路故障:增强管真空度严重下降或损坏(使用寿命到或质量问题)	首先判定高压是否有问题,用测量或感应法、放电法等,高压正常,增强管损坏,无法修复,只能更换
图像聚焦不好	各电极电压不对;聚焦电路故障;管内电极移位或对地短路;外磁场干扰也可引起	首先调节聚焦电位器,观图像能否良好聚焦,不能,检测聚焦电路和各电极电压,各极电压正常故障还存在,增强管有问题,只得更换
X 线量子噪声大	增强管本身质量不好或老化	增加 X 线剂量噪声明显减小,增强管老化,适当调整 X 线剂量予以补救;反之增强管质量问题应更换
图像中有斑点	增强管输入或输出屏有杂质,属本身质量问题(生产工艺);增强管老化	更换
背景图像压缩到一边	增强管真空度下降	更换
图像时有时无	高压放电打火,如高压电路故障;高压插头与插座之间放电;高压电缆击穿等	首先清洁高压插头、插座,并观有无放电痕迹。若有应将痕迹去掉,痕迹较深时,去掉后应用绝缘物充填修理光整,上好绝缘油并紧固好;高压电缆击穿故障在高压发生器与增强器分离的老式增强系统中多见,将击穿处挖去,用绝缘物充填外表加固并固定牢,减少活动;上述均好则检测高压电路
离子斑	此故障在无 X 线时就会出现,属增强管真空度下降	更换
图像变暗(X 线剂量增加很多)	增强管质量问题或老化使其量子效率降低,转换系数跌落而引起	若 X 线剂量增加太多,应更换增强管
图像中部明显变暗,暗区呈柜或方形	由于长期使用特别是分格摄影,使中部输入输出屏老化,量子效率低下所致	轻度尚可使用,严重者应更换增强管

表 11-2　　　　**摄像管故障检修**

故障现象	故障分析	故障排除
无图像	灯丝断路或短路；脱靶；电极短路等	判断灯丝断路或短路，用测量法和观察其点亮即可；电极短路用测量法判断；若摄像管各工作状态正常，很可能是脱靶。上述故障无法修复，只能更换

故障现象	故障分析	故障排除
灵敏度降低	老化	降低电子束电压，升高靶压提高灵敏度，若灵敏度严重降低，更换摄像管

表 11－3　　　　预放器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
无图像	输入级 3DJ8G 工作电位不对或损坏；后级放大器工作电位不对或损坏；各级耦合电容、电阻断路或短路	测量 3DJ8G 漏极电位（正常 3.5～3.8V）和后级放大器各工作电位；用示波器逐级检测波形，疑某元件有问题，可采取代换法，能较快判断之
灵敏度降低图像暗或无	第二组放大器工作电位调整不当或该放大器偏置电阻变质等	取下摄像机头用自然光检查，若图像正常，调整第二组放大器工作电位（1.2～1.4V），用代换法
自激	接地不好或接地处理不好	预放器屏蔽盒、偏转线圈外罩、摄像机头外罩接地处理；预放输出端串约 51Ω 电阻

表 11－4　　　　扫描电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
监示器左侧变黑	行扫电路故障，属行激励不足。如 BG_4（3DK9M）性能不好、R_5 阻值变大、C_5 变质等	用示波器检行扫电路 TP③和 TP④SSS 波形，减小 R_5 阻值或减小 C_5 电容值或更换 BG_4
监示器出现右侧垂直条带影	行激励过渡。如 BG_4 性能改变，R_5 或 C_5 变小	同上，增大 R_5 或 C_5 或更 BG_4
监示器上出现垂直灰色条纹	场扫电路故障。如 IC_1（μPC1031）损坏；C_{12} 干涸；场偏转线圈断路等	用示波器测量场扫描电路 TP①和 TP②点的波形，用代换法代换 IC_1 和 C_{12}
场不同步	IC_1 性能不好或损坏、C_{16} 电容变质等	用示波器测 IC_1 ①、④、⑤脚的波形（正常周期为 20ms），用代换法代换 C_{16} 或 IC_1
图像上部拉伸	场扫电路故障。如线性、幅度调节不当或电位器阻值改变；IC_1 性能变坏或 C_{15} 变质等	用示波器测量 IC_1 的④的波形，重新调线性或幅度，若不能排除，代换 IC_1 或 C_{15}

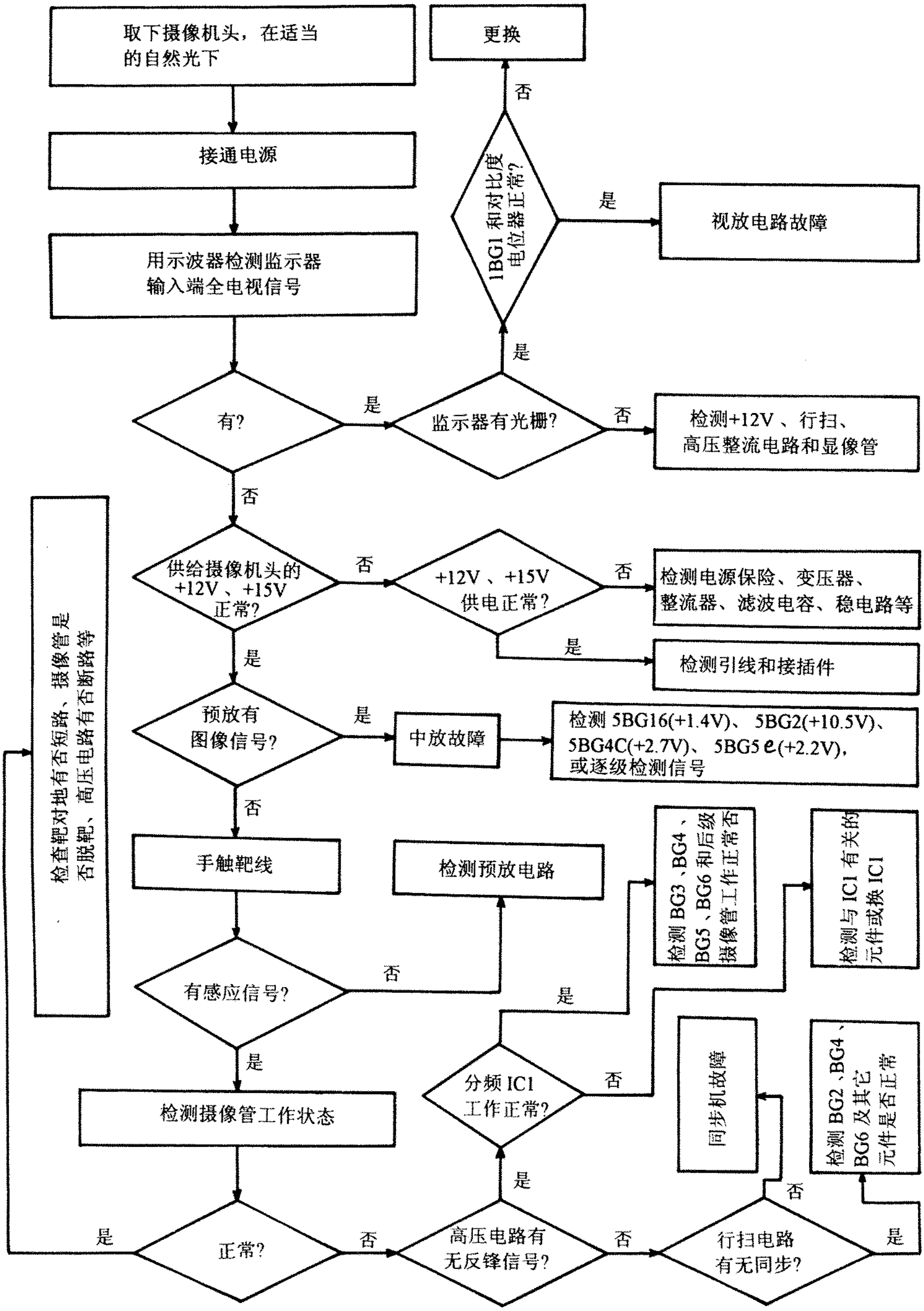


图 11－1　电视系统无图像故障检修流程图

表 11－5 高压电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
无图像	振荡器及前级电路故障；+12V、+15V 电压未加上；高压变压器线圈断路；靶压或电子束电压低下；无加速极电压，无灯丝电压（R_2 或 RA_{22} 断路）	首先检测 +12V 和 +15V 观看灯丝点亮否，前述正常，测量 TP_4～TP_7 各点电压，无电压，检测变压器和振荡电路；有电压，调整或校准各极电压，若某一极电压低或无，则可能是整流器、电阻、电位器断路
监示器上显示较规则的圆形光斑且对比度强	无网压。如 BG_7 或 BG_8 断路；C_7、R_{11}、R_{12}、W_4 断路	测量 TP_6 网压，若无，切断电源，直接测量 BG_7、BG_8、C_7、R_{11}、R_{12} 和 W_4
图像模糊	聚焦电压改变，如 R_{15} 断路；W_1 阻值变化；R_{14} 阻值改变	调 W_1 电位器观图像能否清晰，不能，则 R_{15} 断路，更换 R_{15}
图像很淡，信号略强图像即饱和	电子束电压太负，由 W_2 阻值改变或调整不当引起	重调 W_2 使 TP_7 点电压与要求的值一致
图像有跳动亮点	靶压太高，由 W_3 阻值改变或调整不当引起	重调 W_2 使 TD_8 点电压与要求值一致
有回归线	复合消隐形成电路故障。如 R_{24}、R_{25}、R_{27}、R_{28} 断路，BG_{15}、BG_{16} 性能变坏或损坏	用测量法与代换法排除

表 11－6 视频处理器故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
无图像	$5C_2$、$5C_5$、$5C_7$、$5C_9$、$5R_3$、$5R_4$、$5D_1$ 及各三极管偏置电阻某一个元件断路；$5BG_1$～5BG5 某一个损坏	首先检测 $5BG_1$ 的基极电位是否为 1.3V，不是，$5D_1$ 或 $5R_3$、$5R_4$ 断路，是，1.35V，用示波器测各级波形能较快判断故障所在
图像上部扭曲	无复合同步信号。如 $7BG_2$、$5BG_6$ 损坏；$7R_3$、$7R_4$、$5W_2$、$5C_{11}$、$5C_{10}$ 任一个断路；7IC 性能变差或损坏	用示波器依次检测 71C㉑脚、$7BG_2$ 的 e 极、$5C_{11}$ 和 $5BG_6$ 的极，$5C_{10}$ 两端，判断复合同步信号丢失在何处
图像向右侧压缩，伴有模糊黑色回扫线	复合消隐电路故障。如 $7G_1$ 损坏；$7R_1$ 或 $7R_2$ 断路	用示波器检测 7IC⑩脚、7BG1b、C，判断复合消隐信号丢失在何处

故障现象	故障分析	故障排除
图像灰层次不丰富	全电视信号箝位电平不正确。如 $5W_1$ 或 $5R_2$、$5R_3$、$5R_4$ 阻值改变，SD_1 或 $5BG_1$ 性能改变	用示波器检测全电视信号中的箝位电平，调节 $5W_1$，使该电平为 200mV

表 11－7　　I.B.S 形成电路故障检修

故障现象	故障分析	故障排除
图像局部过饱和	窗口取样电路不正常。如 $11W_2$ 或 $11W_3$ 阻值改变；$11R_{26}$ 或 $11R_{27}$ 阻值改变等	重调 $11W_2$ 或 $11W_3$ 即可
I.B.S 透视方式，KV 始终在最小值	I.B.S 信号电压过高且不受控。由 $11BG_6$ 的 c 与 e 短路引起	更换 $11BG_6$
I.B.S 透视方式，图像亮度高	I .B.S 信号电压偏低。如有关放大器偏置电阻阻值改变等	调节 $11W_1$ 使 I.B.S 信号在饱和状态下为＋5V
I.B.S 透视方式，KV 至最高	I.B.S. 信号无。I.B.S 信号产生电路任何一个元件损坏或断路均可引起	用测量法检测电路中有关元件

三、图像记录系统故障检修

这里所指的图像记录系统只包括快速电影摄影、70mm 或 100mm 快速摄影和磁录像机。这些系统使用的单位很少，已基本淘汰，目前已由数字电影和数字储存系统所代替，故此处不赘述。

第十二章　牙科 X 线机的故障检修

牙科 X 线机又称牙片 X 线机，是为了解病牙的根类情况而对牙齿拍摄 X 线片的一种仪器，由它拍摄的牙齿 X 线片称牙片。这种仪器是口腔专科或口腔医院的专用设备之一，主要拍牙片、咬殆片和咬翼片。

牙片 X 线机为固定阳极 X 线管，焦点比较小，清晰度高。牙片 X 线机体积小，安装简单，移动方便。机头转动灵活，使用方便。

牙片 X 线机分为座式、壁式和附设综合治疗台上三种型式。座式又分为可移动式和不可移动式两种。可移动式牙片 X 线机在立柱底座上安装有滑轮可自由移动。壁式一般固定在墙上，运动比较方便，也有吊在顶棚上的。另一种是和综合治疗台连接在一起称为附设综合治疗台牙片 X 线机。

牙片 X 线机由机头、活动臂和控制系统三部分组成。

机头包括 X 线管、升压变压器和冷却油。X 线管是以钨丝为阴极钨靶为阳极的真空玻璃管。变压器分高压变压器和低压变压器两种，升压变压器是将 220V 电压升到 40～70KV 的高压，供 X 线管阳极使用，低压变压器是将 220V 电压降到 6～12V，供 X 线管阴极灯丝使用，使灯丝产生电子，在阳极高压作用下产生 X 线。

活动臂由数个关节和底座组成。

控制系统是对 X 线管产生的 X 线进行调节和限时的低压系统。

牙片 X 线机的控制系统元件安装在一个箱内，称控制台。控制台内装有电源电路自耦变压器、继电器和电阻等部件。亦装有电脑系统，可自动选择曝光时间。

牙片 X 线机的主要技术参数：

管电压：60～70KV

管电流：10mA 或 0.5mA

焦点：0.8mm×0.8mm 或 0.3mm×0.3mm

一、电路原理

（一）电路原理方框图

电路原理方框图如图 12－1 所示。牙科 X 线机的基本电路分高压和低压两部分。低压部分有电源电路、控制电路、高压初级电路、X 线灯丝加热初级电路；高压部分为高压次级电路、X 线管灯丝及管电流测量电路。

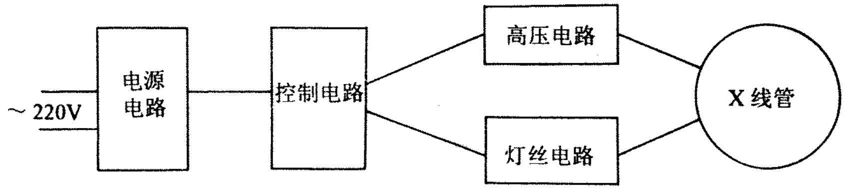


图 12－1　牙片 X 线机原理框图

（二）电路分析

以 F－22 型牙片 X 线机为例，简单介绍其电路情况。F－22 型牙片 X 线机是一种半波自整流牙片 X 线机。电路图如图 12－2 所示。

电源电路由电源插销 C、保险丝 F_1、电源开关 K_1、电源电压补调节器 K_2、自耦变压器 B_1 和电压表 V 组成。接通电源，调节 K_1 使电压表 V 指示到 220V，其电路如下：

C_2T_{0-1}→K'_1→F_1→K_2→B_1→OV→K_1''→C_2T_{0-2}。

高压初级电路设有逆电压衰减装置 D_1，并将电阻 R_1 串联在电路里。当限时器 XS 工作时，高压初级电路接通，其电路如下：

B_1Vx→D_1 和 R_1→B_2→XS→B_1OV。

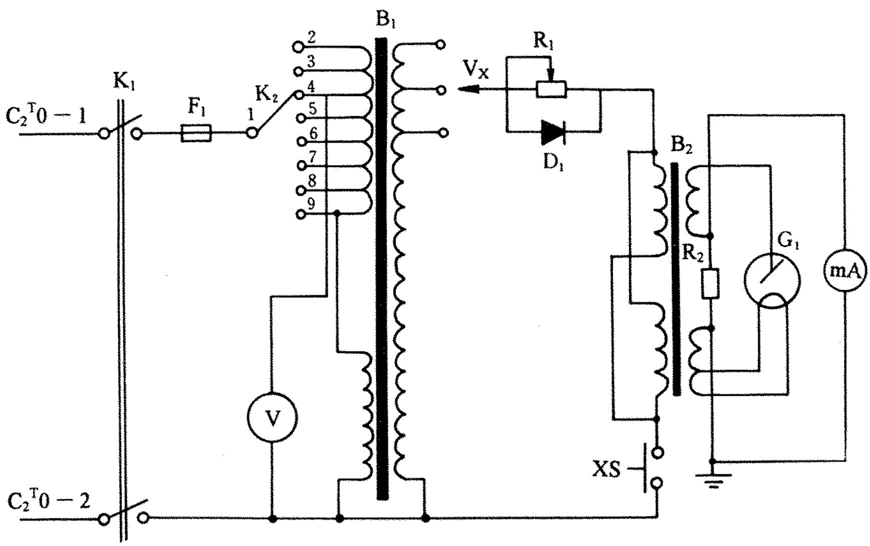


图 12－2　F－22 牙片 X 线机线路图

高压电路为一自整流电路，高压变压器 B_2 和 X 线管 G_1 安装在组合机头内，mA 表串联在高压变压器次级中心接地点，当 X 线管阳极为正电位时，X 线管 G_1 有电

流通过，X 线发生。

电路中电阻 R_1 和硅整流管 D_1 组成一个逆波衰减装置，作用是在 X 线管 G_1 导通时，D_2 也导通，电阻 R_1 被旁路，高压变压器 B_2 得到足够电压。当交流电压反向时，G_1 不导通，D_1 也不导通，R_1 和 B_1 串联，使 B_2 的初级电压下降，X 线管 G_1 的反峰电压也随之下降，这样，使 X 线管有较好的工作条件。

二、常见故障及维修

1. 保险丝熔断

(1) 故障现象：摄影开始，保险丝立即熔断

(2) 故障原因：①电路有短路现象；②自耦变压器故障；③机头故障。

(3) 排除方法：①检查各接线端及机头和柱体的旋转部分是否有短路故障；②检查自耦变压器；③检查高压初级电路及元件；④检修机头。

2. 无 X 线产生

(1) 故障现象：mA 表无指示，无 X 线产生。

(2) 故障原因：①接触元件接触不良；②高压初级电路故障；③高压变压器及 X 线管故障。

(3) 排除方法：①检修按钮及限时器；②检查电阻阻值及电压值是否正常；③检修接触元件及保护元件是否正常；④检查高压变压器及 X 线管。

3. 限时器故障：

(1) 故障现象：①限时器无齿轮响声；②限时器不能复位。

(2) 故障原因：①动力发条或弹簧折断；②传动齿轮故障；③闭锁及擒纵机构失灵。

(3) 故障检修：①检修或更换发条与弹簧；②调整或更换齿轮，活动部分加润滑油；③调整发条位置并重新固定。

4. 时有时无 X 线

(1) 故障现象：时有时无 X 线产生。

(2) 故障原因：①接点接触不良；②簧片变形。

(3) 故障检修：①调整触点间距离，消除触点上的氧化物及污物；②更换失去弹性的簧片。

5. 组合机头内有高压放电

(1) 故障现象：行曝光时，听见机头内有较大的响声。

(2) 故障原因：①机头漏油，有气泡产生；②机头内有悬浮物；③绝缘油老化；④高压变压器次级故障。

(3) 故障检修：①排气加油，密封漏油部位；②清除机头内尖端，固定或取出悬浮物；③更换绝缘油；④检修高压变压器，线圈故障应重绕或更换。

第十三章　口腔曲面体层 X 线机

口腔曲面体层 X 线机主要用于拍摄上下颌骨曲面断层 X 线片。近几年，曲面体层 X 线机增设有头颅固定仪，可作头影测量 X 线摄影，以拍摄颅、颌面的正、侧位 X 线片，以进行定位测量分析，可获得颅、颌面结构关系的数据，以提高对错颌畸形的诊断和治疗水平，观察矫治前后颅颌面形态变化及其疗效。

一、结构与工作原理

1. **结构**　口腔曲面体层 X 线机由机头、电路系统、控制台和机械部分组成。

（1）机头：机头内装有 X 线管、高低压变压器的冷却油。在 X 线管窗口前放置了一个狭窄呈矩形缝隙的金属板即限域板，限制 X 线只能从裂缝处呈近似直线束向外射出，为了获得清晰图像，隙缝应较小，一般为 2mm。

（2）电路系统：包括电源电路、控制电路、高压初级电路、灯丝变压器初级电路、高压次级电路及管电流测量电路，可以自动控制 X 线产生的量。

（3）机械部分：包括头颅固定架、底盘、立柱、升降系统和头颅测定仪等。头颅固定架由颏托板与头架组成，并联接在立柱上，可上下移动，调节高低位置。颏托板能前后移动和固定，并有指示体层向前或向后变动位置的刻度表，立柱上有一面镜子，以便观察患者头部就位是否正确。

立柱是承受和支持整个机器的主体，固定于墙壁和地面。在立柱上增设一个长的支臂，支臂上设有头颅固定仪，头颅固定仪上有耳塞和眶点指针。

（4）控制台：为电路控制和操作部分，其面板上有电源电压表、时间调节器和曝光开关等。

2. **电路原理与分析**

电路原理图，请参该机电原理图。

（1）电源电路：由电源开关，指示灯 C、硅管 d 和自耦变压器 V 组成，当电源开关接通后，其电路如下：

电源电路：$L_1 \rightarrow a_1 \rightarrow FD_1 \rightarrow ① \rightarrow V_5 \rightarrow V_1 \rightarrow ② \rightarrow FD_2 \rightarrow a_2 \rightarrow L_2$。

电源指示电路：$L_1 \rightarrow a_1 \rightarrow FD_1 \rightarrow ① \rightarrow C$ 指示灯 $\rightarrow d \rightarrow FD_2 \rightarrow a_2 \rightarrow L_2$。

（2）高压变压器初级电路：由高压接触器高压变压器初级线圈，KV 表，指示灯、硅二极管及电阻组成。

初级电路：$V_5 \to A \to S_1 \to S_2 \to g$ 触点 4 和 $3 \to n$ 或 $o \to K \to V_3$。

KV **予示电路**：$V_5 \to A \to KV$ 表$\to n$ 或 $o \to K \to V_3$。

（3）灯丝变压器初级电路：由灯丝变压器初级线圈，电阻 p、q 和开关 a_3（摄影前灯丝加热联动开关 a_3 和 a_4 接通）。

$V_5 \to A \to t_1 \to t_2 \to p \to q \to a_3 \to V_2$。

（4）电机控制电路：由高压接触器、左右旋转开关及继电器和开关 W、a_4 等组成。

左侧旋转控制电路：按下转动开关 h_L，其电路如下：

$L_1 \to a_1 \to FD_1 \to X \to$（22）$\to h_R$ 接点 10 和 $2 \to$（11）$h_L f$ 线圈$\to h_L \to W \to V_2 \to L_2$。

右侧旋转控制电路：按下转动开关 h_K，其电路如下：

$L_1 \to a_1 \to FD_1 \to$①$\to X \to$（22）$\to h_L$ 接点 10 和 $2 \to$（11）$h_R f$ 线圈$\to h_R \to W \to V_2 \to L_2$。

电机工作电路：当 h_L 线圈或 h_R 线圈工作后，其接点闭合，电路如下：

$L_1 \to FD_1 \to$ ① $\to u_1$、u_2 线圈 ＜ $\to h_L$ 接点 $7 \to$ 接点 11 ／ $\to H_R$ 接点 $7 \to$ 接点 11 ＞ $\to V_2 \to L_2$

高压接触器 g 线圈工作电路：

$L_1 \to a_1 \to FD_1 \to X \to$（22）$\to h_L f$ 接点 10 和 $6 \to a_4 \to g$ 线圈$\to V_2 \to L_2$。

$L_1 \to a_1 \to FD_1 \to X -\to$（22）$\to h_R f$ 接点 10 和 $6 \to a_4 \to g$ 线圈$\to V_2 \to L_2$。

$L_1 \to a_1 \to FD_1 \to a_5 \to$（21）$\to a_4 \to g$ 线圈$\to V_2 \to L_2$

（5）高压变压器次级及管电流测量电路。

当 X 线管阳极为正电位时，X 线产生。

S_3 端$\to$X 线管阳极$\to$X 线管阴极$\to S_4$ 端$\to$地线$\to$mA 表$\to S_3$ 端。

二、常见故障及维修

见表 13 – 1。

表 13 – 1　　　　**曲面体层 X 线机故障检修**

故障现象	可能原因	排除方法
照片对比度不良，曝光不足	X 线管窗口对位不良	调整 X 线管窗口对位状况，使射线中心线照到胶片上
照片放大率时大时小，牙排列时宽时窄，照片上有黑条	（1）电源电压变化较大，时高时低。 （2）机械装置转动不良。 （3）胶片夹太厚	（1）加电源稳压器。 （2）检修电机轨道，转动滑轮及连接杆。 （3）更换胶片夹

故障现象	可能原因	排除方法
（1）升降系统失灵。 （2）升降系统不稳定。 （3）走动不稳速度不匀	（1）油泵故障。 （2）油质不好 （3）管路破裂，管道通畅不良。 （4）阀门调节不良。 （5）电路系统故障	（1）检修电机及供电系统。 （2）更换油。 （3）检修管路。 （4）检修或更换阀门。 （5）检修电路系统
mA 表无指示，无 X 线产生	（1）控制电路故障。 （2）高压接触器故障。 （3）灯丝电路故障。 （4）高压变压器故障	（1）检修控制电路。 （2）检修或更换高压接触器。 （3）检修灯丝电路。 （4）检修高压变压器

第九篇

细胞分子生物学仪器原理图解与操作标准及维修技术

第一章　培 养 箱

临床细胞与微生物检测是一项重要的工作。在实际工作中需要对人体血液、脑脊液、呼吸道和生殖道分泌物等各种体液和组织标本进行人工细菌培养。在体内，通过机体的调节、代谢和保护等机制而使细胞的营养、环境、生长条件、抵抗有害因子能力等方面处于最佳状况。而体外培养细胞时，一方面细胞失去了对机体的依赖性，另一方面现有的理论知识和技术手段都难于为细胞创造一个与体内相媲美的条件。细胞与细菌的生物繁殖需要四个基本条件，即营养物质的供给、适宜的 pH 环境、合适的生长温度和恰当的气体成份。不同类型的培养箱（incubator）可提供不同细胞与细菌生长所需的适宜温度和气体成份，进而对不同来源的临床标本进行针对性检查鉴定。

本章主要讨论普通电热恒温培养箱、CO_2 培养箱和厌氧培养箱等结构及其工作原理。

第一节　电热恒温培养箱

电热恒温培养箱适合于普通的细菌培养和封闭式细胞培养，并常用于有关细胞培养的器材、试剂温度的恒定。电热恒温培养箱有隔水式电热恒温培养箱和气套式电热恒温培养箱两种，前者的温度变化幅度比后者小，因而在使用上更具有优势。

一、电热恒温培养箱结构和原理

隔水式电热恒温培养箱和气套式电热恒温培养箱的基本结构相似，只是加热方式不同。气套式采用空气循环加热方式，加热组件环绕培养箱的所有外夹套，可以均匀加热。

一种国产隔水式恒温培养箱，其电气结构原理如图 1－1 所示。外型为立式，箱体和外箱门采用优质钢板制造，内门用钢化玻璃制成，不用打开内门即能清晰观察箱内的培养物品。工作室由双层不锈钢亚弧焊接制成，里面一般放置 2～3 层用于承托培养物的搁板，搁板采用不锈钢丝焊接制成，可以方便移动，并可任意改变

高度。工作室和钢化玻璃内门之间装有硅橡胶密封圈，工作室外壁左、右和底部通过隔水套加热，工作室顶装有一只低噪声小型风机，以保证箱内温度均匀。箱体外壳和工作室外壁填充硬质聚胺酯隔热。水套上部设有溢水口直通箱体底部，并有低水位报警功能。

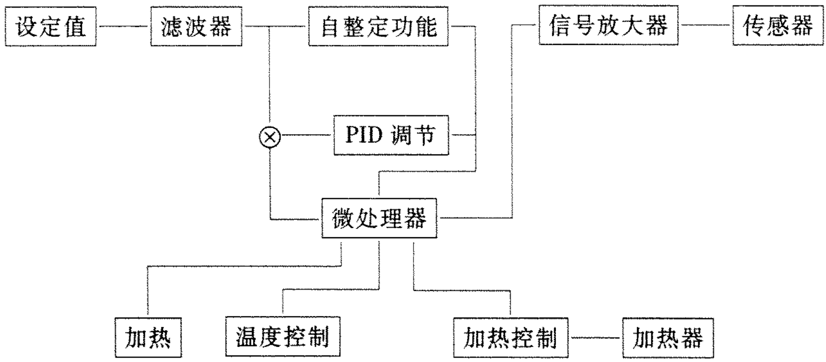


图1－1　隔水式恒温培养箱电器结构原理图

电源开关和电源指示灯、微电脑智能控温仪均设置在培养箱上部，微电脑智能控温仪采用自整定PID技术，与传统PID控制相比具有控温迅速、精度高的特点，设定温度和箱内温度均有数字显示，具有上限跟踪报警功能，使用轻触按键设定参数，操作方便。

二、电热恒温培养箱使用注意事项

在使用过程中，最重要的是隔水层的加水和智能控温仪的温度设定。

1. 隔水层的加水　将加水外接头旋人箱体左上侧的进水接口处，再将橡皮管连接水龙头。第一次使用时，打开水龙头低水位指示灯亮且伴有报警声，当水位逐渐升高，低水位指示灯灭报警声消失时，应及时关闭水龙头。否则溢水口会有水溢出，此时应把左下侧放水塞头拔出放水，同时观察溢水口，没有水溢出时应立即将塞头塞紧。直至低水位无声、无报警、没水溢出。

2. 温度设定　当所需加热温度与设定温度相同时无需设定，反之则需重新设定。其方法是先按控温仪的功能键“SET”进入温度设定状态，SV设定显示一闪一闪，再按移位键配合加键或减键，设定结束需按功能键“SET”确认。

设定结束后培养箱进入升温状态，加热指示灯亮。当箱内温度接近设定温度时，加热指示灯反复多次忽亮忽熄，控制进入恒温状态。当培养箱内温度稳定后，才可将所需培养的物品放入培养箱。

3. 上限跟踪报警设定　大部分产品使用温度上限在出厂之前已设定高3℃，一般不需要进行设定。

4. **温度显示值修正**　由于产品出厂前都经过严格地测试，一般不需要进行修正。如产品使用环境不佳，外界温度过低或过高，会引起温度显示值与箱内实际温度误差，如超出技术指标范围的，可以修正。

5. **控温仪的 PID 自整定控制**　如果对控温精度和波动度有较高的要求，可采用 PID 自整定控制。各种仪器的自整定控制的调节按其说明书进行。控温仪的其他各项参数在出厂前已调好，不要再随便调整。

第二节　二氧化碳培养箱

研究细胞与微生物的功能、代谢以及对环境诸影响因素的反应时，需要创造既能使细胞与微生物脱离复杂机体内环境的直接影响，又能维持正常生命活动的环境条件。无论采用培养皿、培养瓶还是多孔板进行细胞培养时，除了各种富含多种营养成份的培养基外，还需要有一定相对湿度和 CO_2 浓度的空气。CO_2 培养箱就是这样一种能使细胞等在人工环境中正常生长的实验装置。已广泛应用于各种组织和细胞的培养，艾滋病、肿瘤、心脏疾病研究，病毒繁殖，细菌培养，遗传工程，试管工程，克隆技术等。

CO_2 培养箱种类繁多，但核心部分主要是 CO_2 调节器、温度调节器和湿度调节装置。当空气充进箱内后，通过能产生湿润的含水托盘，再用 CO_2 调节装置调节（或将空气和 CO_2 按比例混合来调节）CO_2 的张力。CO_2 调节装置可以减少 CO_2 的消耗并且在打开培养箱门后能很好地控制和恢复 CO_2 含量，能将气体由培养箱灌输到样品小室内，空气在培养箱内循环流动，这样既能保持 CO_2 水平，又能使空气分布均匀。由于 CO_2 箱内湿度较高，必须经常清理，避免霉菌生长。一般地，温度调节范围在（室温 + 5℃）～50℃，湿度在 95% 以上，CO_2 浓度范围在 0%～20%。

一、CO_2 培养箱的分类和结构

根据其工作原理，CO_2 培养箱可以分为气套式 CO_2 培养箱、水套式 CO_2 培养箱、红外 CO_2 培养箱、高温灭菌培养箱、光照低温培养箱、恒温恒湿培养箱等。

（一）水套式 CO_2 培养箱

水套式 CO_2 培养箱又可分为单内舱水套培养箱和双内舱水套培养箱两种。箱内的 CO_2 传感器有热传导（T/C）传感器和红外（IR）传感器两种。当箱内温度和湿度相对稳定时，选用 T/C 控制；当箱内温度和湿度水平频繁波动时，选用 IR 控制。

1. **结构**　不同厂家生产的水套式 CO_2 培养箱，其结构各有不同。常用的水套式

CO_2 培养箱，其水套注入口用于注满水；水套排水口在水套注满过程中或热胀冷缩时让空气逸出，不能覆盖；水套排气口用于迅速排空水套；加热式内门为了保持箱内干燥，可以双向开启；箱内气体取样口可使用 Fyrite 或类似工具提取箱内 CO_2 样本的含量，若只控制 O_2 而不控制 CO_2 时应将端口保持塞帽；控制部分包括键盘、显示器、指示器等，其控制面板如图 1－2 所示。

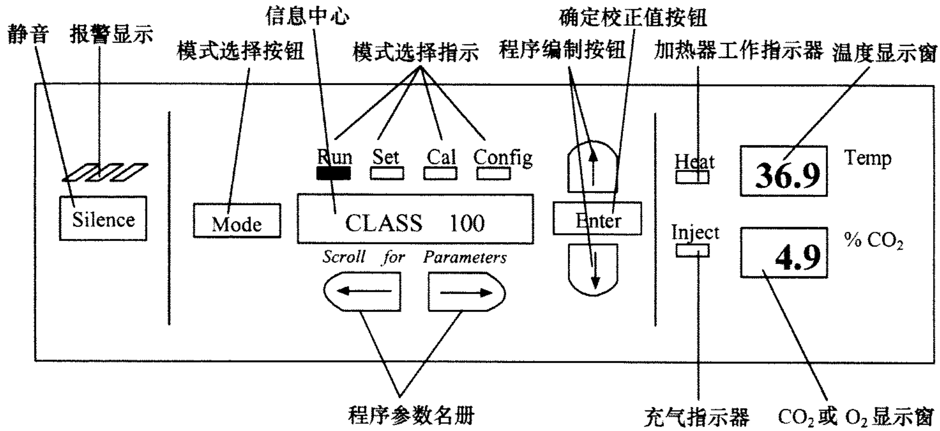


图 1－2　水套式 CO_2 培养箱的控制面板

2. 运行模式　一般水套式培养箱允许设置四个基本模式，即运行、设置、校正、系统配置。常用的水套式 CO_2 培养箱运行模式通常是培养箱在操作过程中的默认模式；为培养箱运行输入设定值，包括温度、超温、CO_2 和 O_2 浓度等；校正变化的系统参数直至用户满意为止，包括温度偏移、CO_2 零点、CO_2 浓度范围、O_2 浓度范围、相对湿度（RH）偏移等；系统配置允许用户设置变化的选件，包括可听、存取代码、低温警报、高温警报、温度继电器、CO_2 浓度过低警报、CO_2 浓度过高警报、RH 过低警报、RH 继电器、O_2 浓度过低警报、O_2 浓度过高警报、O_2 继电器、显示 1 设置、显示 2 设置、O_2 补偿、RS485 登址、气体保护器设置、门加热等。

（二）气套式培养箱

气套式培养箱承袭了水套式培养箱的优异性能。其结构特点是：①直接加热，加热组件环绕所有外夹套，能均匀加热并用玻璃纤维绝缘包绕；②箱体不需注水、排水，无溢出或缺水警报；③CO_2 取样口处于箱体的前部；④与水套式相比重量减轻；⑤采用过温保护系统，当温度过高可自动切断电源。气套式培养箱的温度范围是（室温＋5℃）～50℃，箱内的 CO_2 传感器亦分为热传导（T/C）传感器和红外（IR）传感器两种。当箱内温度和湿度相对稳定时，选用 T/C 控制；当箱内温度和湿度水平频繁波动时，选用 IR 控制。

（三）高温灭菌 CO_2 培养箱

高温灭菌 CO_2 培养箱内的 CO_2 传感器可分为热传导传感器和红外传感器两种，输入 CO_2 压力为 15PSIG，控制温度在（室温 + 5℃）～50℃，环境湿度在 37℃时为 95%，灭菌温度为 140℃，24 小时持续灭菌和不定期高温灭菌（灭菌时间 ≤ 12 小时）。大多数新型高温灭菌培养箱都采用了 HEPA 过滤和最新高温消毒技术，最大限度减低培养时的污染，可除去霉菌、酵母等各类真菌以及各类细菌。

高温灭菌培养箱采用了双重灭菌功能，即 24 小时持续灭菌和不定期高温灭菌。24 小时持续灭菌是指培养箱采用的气体 HEPA 过滤系统，每分钟过滤箱体内空气一次，以确保箱体内空气为 100 级优质空气。不定期高温灭菌是根据实验的需要而进行的高温消毒循环过程。高温消毒循环过程大约需要 12 小时，可利用夜间灭菌而不影响第二天实验的进度，通过采用最优化的温度与流程，可以减少加热对培养箱的损伤，具有高效、快速、简便的特点。高温消毒循环过程的示意图如图 1－3 所示。

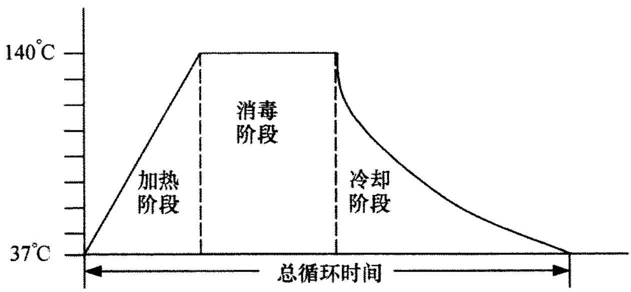


图 1－3　高温消毒循环过程示意图

其中，微机控制系统可以实现对高温灭菌全过程实时监控。按下控制面板的绿色按钮后，开始高温消毒；显示 Remove HEPA 信息，如果仪器自检到 IR 传感器，亦会显示 Remove IR Senser 信息；显示 STERILIZING HEAT PHASE 信息，此时培养箱正逐渐升至灭菌温度；显示 STERIIJZING 信息，培养箱正在高温杀灭所有细菌、霉菌、酵母菌和难去除的孢子；显示 STERILIZING COOL PHASE 信息，培养箱正逐渐降至常温。之后，机器将提示安装 HEPA 和/或 IR 传感器。

高温消毒循环过程通常采用直热式消毒方式。直热式消毒方式有单点式加热和外壁四周加热方式两种。后者较前者优越，具有高度的温度均一性，并缩短了加热灭菌的时间。

二、CO_2 培养箱的进展

新型的水套式培养箱大多采用智能系统，能大大减少箱内温度的波动，并能在断电时长时间维持箱体内温度；具有加热功能玻璃内门，能迅速恢复箱体温度，有

效防止水蒸汽凝结；内膛及其内部部件可以采用不锈钢或铜板制造，对极容易受污染的敏感细胞培养时，采用铜板可减少和消除污染的风险；具有独特的加热分布区域，无需风扇辅助循环，气体通过自然对流就可获得高度稳定和均一的温度控制，同时大大降低样品挥发与细胞交叉污染的风险；具有内置独特的专利 HEPA 空气过滤系统，能提供持续清洁的气流，在箱体关闭 5 分钟后达到空气 100 级，提供理想的培养环境；具有置于气流通路中内部小室的 $CO_2/0_2$ 传感器，使 CO_2 浓度校准简单、快速，增强的 O_2 控制系统允许最低控制限为 1%。培养箱内 CO_2 设置范围在 0.0% ~20.0%。

CO_2 培养箱可以配备内置的气体保护系统，它适用于 CO_2 和 N_2 供给。当 CO_2 贮气罐和 N_2 贮气罐的压力低于 10PSIG 时，控制面板上的静音键下的红灯亮，提示用户需要更换气罐以保证足够的气体供给。

培养箱中配有湿度传感器以监控箱内的相对湿度。湿度传感器安装在风管顶部，并将信号以 1%的增量显示在控制面板上。湿度读数可以持续显示或与温度读数间隔显示。通过设置湿度过低警报可以避免增湿盘过干。一般来说，按照培养箱中对 O_2 量的控制，若所需的 N_2 量增加，则相对应的湿度会减少。对于配有热传导 CO_2 传感器的培养箱，需要有一个恒定的相对湿度，以确保精确测量和控制培养箱中的 CO_2 浓度。表 1－1 表示 O_2%、CO_2%与相对湿度的关系。

表 1－1　培养箱气体中 O_2%、CO_2%含量与相对湿度（RH）之间的关系

O_2%	C_2%	RH%（±5%）
2	5	60
5	10	75
10	10	80
21	5	95

第三节　厌氧培养箱——厌氧培养系统

厌氧菌的培养，必须在降低氧化还原电位的无氧环境中进行。常用的厌氧培养方法有厌氧罐法、气袋法、气体喷射法和厌氧培养箱法等。前两种方法比较简单，不需特殊设备，适用于小型实验室；后两种方法的设备较为复杂，但效果较好。这里我们主要介绍厌氧培养箱。

厌氧培养箱是先进的厌氧菌培养装置，亦称为厌氧培养系统（anaerobic system），其结构如图 1－4 所示。主要由手套操作工作室及缓冲室两部分组成。厌氧培养箱与外界空气隔绝，通过手套进行箱内操作，其特点是能使厌氧菌感染标本的一切细

菌检验程序，包括细菌标本的接种分离、培养、生化鉴定、药敏测定等均在厌氧条件下进行，一些对氧非常敏感的厌氧菌在厌氧培养箱中可以生长，因而大大提高了厌氧菌的阳性检出率。

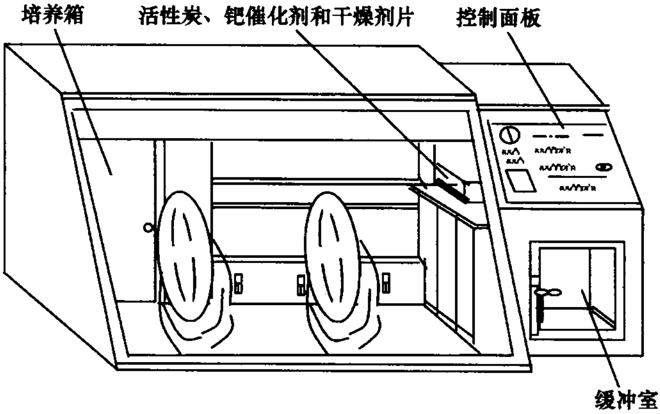


图 1－4　厌氧培养系统示意图

一、缓 冲 室

在厌氧培养系统中，缓冲室是一个传递舱，具有内外两个门。在缓冲室的后部与一个间歇真空泵相连，缓冲室随时可自动抽气换气造成无氧环境。在实际工作中，先将标本、培养基等放进缓冲室内，使它们变为厌氧状态后再移入操作室。在缓冲室的后部，连接有厌氧气体管。

二、催化除氧系统

为厌氧菌提供最佳生长条件的气体是 N_2、CO_2 和 H_2，其比例为 $N_2:CO_2:H_2:85:5:10$ 混合气体，有些情况使用 5%～7% 的 H_2。采用辅助的干燥剂或钯催化剂可保持严格的厌氧条件，使 O_2 的浓度低于 10ppm。箱内的钯催化剂，可以催化无氧混合气体内的微量氧气与氢气反应，生成水后再由干燥剂所吸收。催化剂片和干燥剂片分别密封于筛网中，以减少移动。三层催化剂薄片插入气流系统，有风扇使箱内气体得到连续循环。三层催化剂片上第一层含有活性炭过滤器，活性炭能吸附 H_2S，使用寿命为三个月，不可重复使用；第二层是钯催化剂片，使用寿命为两年（H_2 浓度为 10%），每个星期需再生一次，再生方法是将其置于 160℃标准反应炉中烘烤两个小时；第三层是干燥剂片，作用是吸水，使用寿命为两年，每星期需再生两次，再生方法是将其置于 160℃标准反应炉中烘烤两个小时。

三、自动连续循环换气系统

自动连续循环换气系统可以最大程度地减少 O_2 含量。培养箱与真空泵相连，自动换气功能可由按钮控制。当所有要转移的物品都放入缓冲室，且外门完全关闭后，只需按下“Cycle Start”钮即可进行自动去除缓冲室中的氧气。循环预设有三个气体排空阶段、两个氮气净化阶段和一个缓冲室平衡气压阶段。其换气过程是：①交换：抽真空。作用时间 18 秒，延迟时间 18 秒。此时缓冲室内外门都紧闭，真空泵将压力降至 20in/Hg，交换装置处于 95% 的无氧状态。②交换：N_2 净化。作用时间 1 分 4 秒，延迟时间 1 分 22 秒。此时缓冲室内充纯化的 N_2 至大气压。③交换：抽真空。作用时间 18 秒，延迟时间 1 分 40 秒。真空泵将压力第二次降至 20in/Hg，将 N_2 和微量 O_2 抽出，使缓冲室气体达 96% 的无氧状态。④交换：N_2 净化。作用时间 1 分 4 秒，延迟时间 2 分 44 秒。缓冲室内充纯化的 N_2 至大气压。⑤交换：抽真空。作用时间 17 秒，延迟时间 3 分 1 秒。真空泵将压力最后一次降至 20in/Hg，将 N_2 和痕量 O_2 抽出，使缓冲室气体达 98% 的无氧状态。⑥交换：气压平衡。作用时间 1 分 31 秒，延迟时间 4 分 32 秒。缓冲室由工作室充入厌氧气体，平衡缓冲室内的气压与气体成分，并且厌氧状态灯显示为 ON，此时即可将内门打开。钯催化剂将除去余下的痕量 O_2。

四、手套操作工作室

手套操作工作室上装有塑料手套，便于操作者双手伸入箱内操作。操作工作室内侧门与缓冲室相通，由操作者用塑料手套控制开启。当标本、培养基等在缓冲室内变为厌氧状态时，操作人员即可打开内门将它们移入工作室。操作工作室内附有小型细胞培养室。

细胞培养室的操作温度通常是固定 35℃，但亦可变，变化范围是“（室温 + 4）℃ ~ 70℃”，控制精度为 ± 0.3℃。当温度超高温时，会发出报警。

第四节　其他类型培养箱

各种类型的培养箱有很多，CO_2 培养箱的类型也越来越多，如红外 CO_2 培养箱、湿度可控大温度范围培养箱、大容量培养箱（可放置细胞转瓶机和水平摇床等）等，容积从几十立升到几百立升不等。

有一种大容量培养箱，采用了最新的微处理控制技术，尤其适用于大容量细胞培养，其内部可放置细胞转瓶机和水平摇床等。大容量细胞培养箱可容纳一个七层高的细胞转瓶机，每层可放培养瓶5个，共计35个。培养箱装有一滑动的加固底板，可进行任意方向的滚动。可放置两台水平摇床，水平摇床在4℃～40℃范围内可连续运行，20%～90%湿度范围内不出现冷凝现象。3951型的控制系统与水套式CO_2培养箱相似。

湿度可控的大温度范围培养箱，其温度控制范围是0℃～60℃，精度为±0.1℃；湿度控制范围可由"环境湿度～95%"，RH数字化显示精度为1.0%；采用可调的进气和排气通道控制箱内新鲜空气的交换。

部分厂家推出了专门设计制作的最小巧独立样品CO_2培养箱。其样品培养属敏感样品培养，需要均衡的培养温度和精确的二氧化碳浓度以及适当的湿度。其外型尺寸（H×W×D）只有451×313×285mm，容量是14L，适合于放进IVF操纵工作台，方便样品的快捷存取。

随着集成电路、材料结构等相关技术的发展，新的制造工艺不断被应用于培养箱的制作，但价格也变得昂贵，所以不同实验室应根据各自的能力和目的，选择相应的培养箱，达到科研和临床检测的目的。

第二章　PCR 基因扩增仪

多聚酶链式反应（polymerase chain reaction，PCR）技术是 20 世纪 80 年代后期迅速发展起来的快速体外基因扩增技术。这项技术理论上并不复杂，但其效果却非常明显。它可以非常简便快速地采取体外扩增的方式从微量生物材料中获取大量特定的遗传物质，所以被迅速应用到生命科学、医学研究、遗传工程、疾病诊断、法医、考古学和临床检验等领域，被称为分子生物学实验技术发展的里程碑。发明这项技术的美国科学家 Kary Mul－lis 与开创“寡核苷酸基因定点诱变”方法的加拿大籍英国科学家 Michael Smith 共同荣获 1993 年度诺贝尔化学奖。随着这一技术的广泛应用，各种 PCR 技术实验设备也不断研制推出。扩增仪是这类设备的核心，其发展尤其受到重视。

本章主要介绍 PCR 技术的基本原理、PCR 扩增仪的基本结构、性能指标、调校维护和临床应用。

第一节　基本原理

PCR 是一种选择性体外扩增 DNA 或 RNA 片段的方法，实际上是通过试管反应使极少量的基因组 DNA 或 RNA 样品中的特定基因片段，在短短几小时内扩增上百万倍，PCR 的特异性是由两个人工合成的引物序列决定的。引物是与待扩增 DNA 片段两翼互补的寡核苷酸。待扩增 DNA 模板加热变性后，两引物分别与两条 DNA 的两翼序列特异复性，此时，两引物的 3′相对，5′相背，在合适的条件下，由耐热 DNA 聚合酶催化物引导的 DNA 合成，即引物的延伸，这个过程是由温度控制的，所以 PCR 是一个在引物介导下反复进行热变性—退火—引物延伸三个步骤而扩增 DNA 的循环过程。（见图 2－1）

经过高温变性—低温退火—中温延伸这样一个循环，模板 DNA 拷贝数增加一倍，在以后进行的循环过程中，新合成的 DNA 链都起着模板的作用。因此，每经过一个循环，DNA 拷贝数便增加一倍。n 次循环后，拷贝数增加 2^n 倍，进行 25～30 个循环，拷贝数即可扩增上百万倍。扩增的 DNA 片段长度基本上都限定在两引物 5′端以内，在凝胶电泳显示为一条特定长度的 DNA 区带或者经过荧光检测装置发现扩

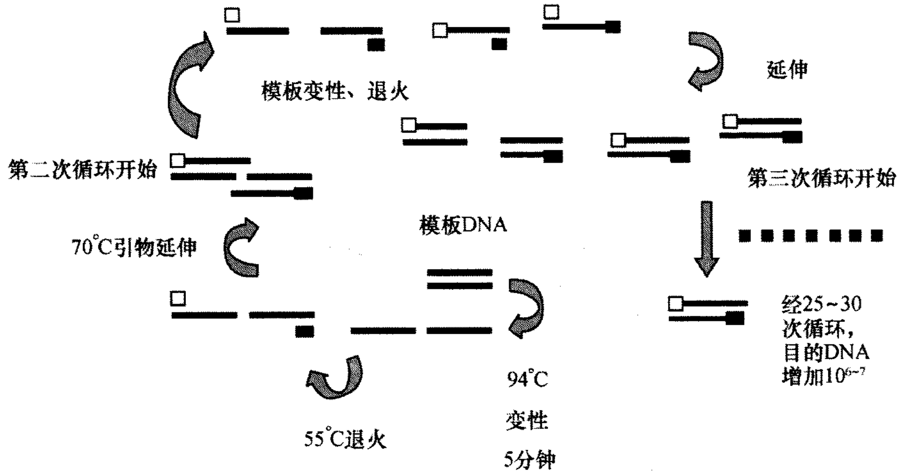


图 2－1　PCR 原理示意图

增管内荧光强度显著增加。

扩增产物的指数式增加不是无限制进行的。在 PCR 反应后期，由于引物和底物的消耗，Taq 酶活性下降等因素的影响，扩增产物的增加会逐渐由指数形式变为线性形式。经 30 个循环后，扩增倍数一般可达 10^6 ~ 10^7。若想进一步提高扩增产物的产量，可将产品 DNA 样品稀释 1000 ~ 10000 倍后，作为新的模板再进行第二轮 PCR 扩增。用这种方法，二次 PCR 共经 60 次变性—复性—延伸的循环，DNA 的扩增倍数可达 10^9 － 10^{10}。这样，再用核酸探针作印迹杂交，便可测定 DNA 样品中 $1/10^{13}$ 的单拷贝靶序列 DNA。

第二节　PCR 扩增仪的分类与结构

一、PCR 扩增仪的分类

PCR 基因扩增仪分为常规 PCR 基因扩增仪和实时荧光定量 PCR 基因扩增仪两类，又称为半自动和全自动 PCR 基因扩增仪，或定性和定量 PCR 基因扩增仪。

常规 PCR 基因扩增仪主要完成目的基因的扩增任务，基因扩增后通过凝胶电泳分离和荧光染色检测扩增产物。实时荧光定量 PCR 仪的基本原理与常规 PCR 仪相似，不同之处是在常规 PCR 仪的基础上引入了实时荧光定量检测系统，实现了基因扩增和检测同时进行。它在常规 PCR 扩增系统中加入荧光基团，利用荧光信号积累

实时监测整个 PCR 过程，最后通过标准曲线对未知模板进行定量分析。具有特异性强、灵敏度高、重复性好、定量准确、速度快、全封闭反应等特点，实现了 PCR 从定性到定量的飞跃。

二、PCR 扩增仪的结构

PCR 扩增仪主要由两部分构成，一是机械自动装置（robotics），二是温度循环装置（temperature cycling devices）。有些仪器还有一些附加装置。

（一）机械自动装置

典型的机械装置，已有多种形式规格。在大多数这类设备中，样品经受的是从一地到另一地的二维传递，但至少有一种系统是依据“lazy - Susan”法则运行的。即将样品垂直上举，在放下样品之前，使下一位置移至持样器（Sample holder）下方。弧线运动的系统需使各个位置之间相互分开，需要较大的实验台空间。线性运动方式则允许控温位置一一紧密排列，减少占用的空间。虽然机械臂的位置可以放在“装载升降机”型设备梁的下面，但常常将机械臂悬挂在移动板上，类似于一些自动注液器的情况。

循环运动多半会导致位置误差的逐渐累积。因此，循环式单向运动虽易于控制和准确重复，仍不能与需精确控制样品位置的系统（如“干”加热/冷却台）结合使用。事实上，与之相应的最好选择是利用水浴或油浴，因它们为持样器提供了更加宽大的样品放置区域。这一类型中最为完善的系统是由 3 只装满水的聚苯乙稀筒，有规律地手工调节水温，和一只沿循回轨道运动但无纵向位移的臂所构成。持样器是一环状物，在底部打孔以便插入样品球。由于机械臂不能作 2 - 轴运动，持样器避免不了在通过每只筒边缘处时左右摆动。一般地，这类机械系统通常易于建造，不同之处仅为杠架上的改变。而且，由于控制部件制造一个整体的、自动化的及专用的 PCR 系统是 PCR 仪的发展方向。设备结构上的改进已拓展出适用于 PCR 扩增的新设备以及有显著改进的现有实验仪器。所有这类 PCR 专用仪的原型是在 1985 - 1986 年发明的，即确认了 TaqDNA 聚合酶可有效地用，于 PCR 过程之后。该仪器被称为“循环之子”，并使用了半导体元件进行样品台的加热和冷却。杠架以外的控制器可调节温度循环并监测保温次数及台的温度。该系统工作状况良好（在 Cetus 仍偶尔使用），但受半导体元件逐渐消耗的限制。多次温度循环过程中作用在半导体元件结合点上的热压最终导致结合点断裂，使其完全丧失功能。因而，依据使用的频率，每 3 个 ~ 6 个月必须更换半导体元件，多数用户对这一点感到不便。第二个问题是半导体元件的低能效，致使冷却速度降到了极限。

（二）温度循环系统

PCR 仪的关键技术是对反应管内温度的控制。这项技术要求反应管内的温度能

够迅速地升降，达到一定温度值后可以维持稳定。PCR 仪恒温和变温的四种方法构建了 PCR 仪的不同类型。

1. 梯度水浴法　水浴槽加机械臂是这种 PCR 仪的主要结构。仪器设 3 个不同温度的水浴槽，样品管通过机械臂分别在 3 个水浴槽中浸泡，完成变性、退火和延伸 3 个过程。在计算机的控制下，样品从一个水浴槽移动到另一个，并维持一定时间，达到设计的循环次数。每个水浴槽的温度是恒定的，样品在任意两个水浴槽之间移动时，其温度突然变化，温度梯度很大，称为梯度水浴法。

水浴温度的测量、显示和检测普遍采用半导体传感技术、电子技术和微机技术完成。有些 PCR 仪将传感信号经运算放大器放大与给定的值进行比较，将结果反馈给加热器进行恒温控制，传感信号放大经 A/D 转换后用数字显示。还有一些是通过接口电路对温度信号进行数据采集处理，进行实时控制和显示。

目前国内的基因扩增仪，采用梯度水浴法的还占有一定的比例，其温度变化快且可调，时间准确，省时、省力效果明显，适合于试验研究。

2. 循环水变温法　其主要构造如下：

（1）两个水浴槽温度维持 37℃和 96℃，并有水泵，恒温水可以通过管道和外部容器形成循环。

（2）样品支架装置。盛有样品的 24 支 0.5ml 的塑料管放在聚碳酸脂板构成的支架上，整个装置有进水和出水口，温度适合的循环水环绕样品管。

（3）装有 7 个阀门的一组管道连接在样品装置和两个水浴槽之间。

（4）微机控制系统，编程控制阀门组，使管道中的水定向流动。

在微机控制下，七个阀门的开关状态可以有各种不同的组合。

欲使样品达到 37℃和 96℃之间的温度，可采取将 37℃水放入样品装置，然后不断给它加入 96℃水的方法，使水温不断升高。通过微机编程控制阀门组的开关组合，就可以实现理想的温度时间曲线。微机中存有不同的 PER 过程的程序，可供用户选用。样品装置的温度均匀性为 ±1℃。

3. 空气变温法　本系统力求降低部件的成本，用空气作为热传导媒介。装置包括机箱（外壳）、热源、冷空气源、控制器和辅助元件等。

（1）外壳采用商品化的家用热对流恒温器（烘箱）外壳，由金属薄板制成的双层结构，可以防止外层过热，又不妨碍温度迅速转变。

（2）热源包括两部分。强热气流由热空气枪提供，它由电阻元件和吹风机组成；热辐射源是装在箱内的电阻元件，在小功率风扇不能提供足够的冷热空气对流时使用。

（3）大功率风扇为制冷提供外部空气，由冷室或更复杂的制冷设备产生冷空气。

（4）传感器和电子控制器组合，使恒温的精度达 ±1℃。

（5）在计算机控制下，对于温度及其变化和循环参数可有灵活的多种编程能力。

4. 变温金属块法　此类扩增仪的中心是一个热块，由铝或不锈钢制成，上面开有均匀分布的 48 个或 96 个数目不等的小“井孔”，放专用的样品微型试管，内壁加工精密，保证和试管紧密接触。热块由其下部的电阻丝加热升温，并且由微机控制恒温。热块的热均匀性可达 ±1℃，恒温的精度优于 ±0.5℃。

冷却采用 R－12 制冷机，散热器的管道从热块上通过。需要迅速降温时，启动压缩泵，快速制冷，温度的变化速率大于 1℃/s，热块的温度变化范围为 －2℃～99℃。

系统中用微机控制冷热处理过程，用户可以通过键板和点阵式发光显示器与微机交换信息。扩增周期的循环条件，可从几个样板文件中选择，程序分别存在数个用户文件中，并可随时编辑和删除。

（三）PCR 仪的荧光检测系统

常规 PCB 仪只有 DNA 扩增系统，没有 DNA 检测系统。DNA 扩增结束后，在 PCB 反应管中加少量含有荧光染料的上样液，混匀，再取少量该混合液加入琼脂糖凝胶或聚丙烯酰胺凝胶板的样品孔中进行电泳。然后将凝胶板放在紫外透射仪的石英玻璃台上，进行检测。因为荧光染料与 DNA 形成橙黄色荧光，观察各泳道是否出现橙黄色荧光条带。与阳性对照荧光条带在一条直线上出现的样品荧光条带可以判定样品为阳性，反之为阴性。这种检测方法时间长、容易造成污染，敏感性和重复性也不佳，而且只能进行定性分析。

实时荧光定量 PER 仪克服了上述缺点，使 DNA 扩增和检测一体化，成为分子生物学研究中的重要工具。为了检测 PCR 扩增产物，事先在样品中加入荧光探针或荧光染料，荧光信号将随着 DNA 产物的增加而增强。通过安装在荧光定量 PCR 仪底部的紫外光源发出的紫外光照射样品管底部，诱导 DNA 样品产生荧光信号。在每个循环都可以检测荧光信号的强度，绘出实时荧光变化曲线，也可以根据标准曲线计算样品管的 DNA 含量，实现了 DNA 扩增后的定量检测。检测系统由钨灯、激光、发光二极管、滤光片、光电二极管、光电倍增管和放大器组成。荧光信号经过滤光、倍增和放大后，形成足够的电子信号，再构成计算机可以处理的信号，最后得到扩增后的 DNA 含量。

（四）附属设备

样品形成的问题引导人们去考虑改进附属设备。现在在小离心管中制备样品有多个移液步骤，将会加剧残留的问题。显然，将样品容器由管状改为滴定板状对此会有一定改善，可用自动进液器准确进行样品制备。这样对反应器皿制造原料的选择就显得更重要了。一般有如下标准。

1. 暴露于高温下时器皿不能变形，还要确保恒温，转换时要有稳定和均匀的热传递；

2. 不能释放抑制聚合反应的有机物；

3. 无论何时都要保持器皿中温度均匀；

4. 器皿温度的监测要与样品台一样容易和准确。

虽然已有一种仪器具有在微滴定板上进行 PCR 的能力，但在其实施过程中仍存在一些问题。最突出的问题在于现在可用的微滴定板不符合上述的标准。前 PCR（pre－PCR）阶段的进一步自动化有助于后 PCR（post－PCR）分析，如 PCR 产物的直接检测或易于吸取等分试样以进行后面的反应，如序列分析等。

第三节 PCR 扩增仪的性能指标

几种常用 PCR 扩增仪的性能指标如表 2－1 所示。

表 2－1 几种型号 PCR 仪的性能指标

名称和型号	主要技术指标
PCR－90A 型 DNA 扩增仪	三梯度水浴法，微机控制主频率：2MHz 温度范围：室温 0℃～100℃ 控温分辨力：±0.1℃ 定时范围：1S～99.99min 循环次数可以设定
PCR－90B 型 DNA 扩增仪	一个恒温器，电子调温 调温斜率＜1℃，控稳精度±1℃ 温度设定范围 0℃～99.9℃ 时间设定范围 1S～99min 数据输入显示方式：中文 用户自编程序空间：2K 字节
1109 基因 扩增仪	三梯度恒温水浴 30℃～100℃，±1.0℃ 温度转斜率优于 10℃/s 时间设定范围 1～999s 循环次数最大 99 次 样品管数 0.5ml 或 1.5ml，40 支
DNA 扩增系统 1 型	加热变温金属块，B－12 制冷机降温 典型升温速率 1℃/s 温度精度：4℃～32℃，±3.0℃ 33℃～100℃，±1.0℃ 样品批量能力：48，0.5ml 微离心机管

名称和型号	主要技术指标
480 型 DNA 扩增系统	平台面积缩小，加热板增大 变温速度快，温度精度 ±0.25℃ 范围 –50℃ ~ 99℃ 程序上采用二步方式
9600 型 DNA 扩增系统	样品批量：96×0.5ml 样品管为薄型，管壁外可以用矿物油以改善导热
可编程序 温度循环器	样品批量 36×0.5ml 微量离心管 温度范围 0℃ ~ 100℃ 均匀度 ±0.5℃ 显示精度 ±0.5℃ 显示分辨力：温度 0.1℃；时间，1s 升温速率：>0.5℃/s 降温速率：0.75℃/s
MW–1 型 可编程 DRI–PLATE 循环器	金属块变温，温度的均匀：小于 2℃ 升温度范围：0℃ ~ 99℃ 升温：30℃→95℃，2min， 降温：95℃→30℃，1min， 恒温精度：±0.1℃ 显示准确度：±1℃ 最大停留时间：99min 最大循环数：99 批量能力：96 时间分辨力：0.1min（在 10min 以内）； 1min（在 10 ~ 99min）

第四节　PCR 扩增仪的操作规程及常见故障的排除

PCR 是体外扩增 DNA 的方法，标准的 PCR 反应体系体积为 100μl，在 0.5ml 体积的微量离心管中进行。由于一些鉴定实验或临床诊断中只要求快速定性，因此 PCR 反应体积又常用 50μl 甚至 25μl。容器除微量离心管，也可用毛细管。PCR 扩增

仪虽然发展出多种类型，其本质都是提供一个“变性－复性－延伸”的温度循环。

当检测多份样品时，可将各成分按总量混合后分装，再分别加入样品 DNA。混匀离心，72℃反应 2min 后即可进行循环。将微量离心管放入 PCR 扩增仪，进行循环扩增。一般作 25～30 个循环即可（扩增约 10^6 倍）。经 30 个循环，进行最后一个循环时，72℃延伸反应增加 5min。反应结束后，取出反应管，使之冷却到室温后放于 4℃保存。并进行扩增产物的检测和分析，如凝胶电泳分析、核酸探针杂交、基因克隆及 DNA 序列分析等。

一、PCR 扩增仪的操作规程

1. 开机，放入样品，顺时针拧紧盖。

2. 待仪器显示屏出现“RUN—CREATE—…”时，按“Enter”键。

4. 输入操作程序号码，按“Enter”键两次，开始扩增循环。

5. 待仪器显示屏出现“4℃”时，按“Stop”键两次。结束实验。逆时针方向拧松盖，取出扩增样品。

6. 关机，用纱布、棉球擦仪器扩增板等部件并盖上防尘布。

二、常见故障及排除

使用 PCR 扩增仪常见故障及排除方法见表 2－2。

表 2－2　　PCR 扩增仪常见故障及排除

问题	可能的原因	解决方法
电源开关打开，机器无反应	电源插头松了或没有插进	插紧电源插头
屏幕没有显示，电机和风扇无声音	保险丝熔断	更换保险丝
电源开关打开，屏幕黑，电机转	机器内保险丝熔断或可能有机器控制问题	通知供应商
提示温度不准	温度需要校正	执行温度校正程序
制热或制冷速度太慢	温度控制或机器制造问题	运行 2 号或 3 号诊断程序，通知供应商
系统不能制冷于环境温度以下	实验室温度太高或实验室过潮	将仪器移到有空调和具有降湿条件的实验室
正在运行仪器时出现错误信息	仪器的主要部件损坏	通知供应商

问题	可能的原因	解决方法
循环次数、高温、低温与设定不符	循环系统出错	执行 4 号诊断程序通知供应商
如果执行程序时，出现以下提示： Cover temp is xx ℃ Run starts at 100℃	这在刚打开仪器就执行某一个程序是正常现象	等几分钟后，待上盖温度上升到一定程度，仪器就可恢复正常，如果还是不行，马上通知供应商
显示屏提示： Power Fail x min Review history？YES	如果在执行程序时，中途断电出现此提示属正常现象	查阅历史性文件确定何时断电，注意使样品恢复 4℃保存
打印机不能输出时间资料	打印时间资料程序没有设定	设定打印时间资料程序
	打印机没有正确设定和连接	正确设定和连接打印机
	打印电缆损坏	更换打印电缆
正在运行程序时，出现下列提示：Call Senice	可能控制器损坏	通知供应商

第五节　PCR 扩增仪的临床应用

随着分子医学及分子生物学的发展，在生物医学实验室等诊断领域，发生了飞跃的变化。基因诊断与免疫学技术应用于临床方面，更显得基因诊断的意义重大。因为免疫学诊断主要是抗原抗体反应，应用于临床只能在体内产生抗体以后，也就是病程的中期和晚期，不能应用于早期诊断。由于地区的流行及个体的差异易出现非特异交叉反应，虽然各种抗原的单克隆抗体产生，抗原抗体的特异性及敏感性有所提高，但还是解决不了方法上的一些问题。例如检测对象为病原体包膜蛋白或抗体时，基因诊断可以克服这些弊端，因为所检测对象是病原体核酸，在灵敏度及特异性上都有明显提高，在快速早期诊断的临床应用上将会成为目前最好的实验诊断手段。临床上常见的以下几种情况只能用基因诊断方法才能有助于临床疾病的诊断，而免疫学诊断是得不出结论的。

1. 在血清学指标结果模棱两可不能得出结论时，或血清学指标与临床表现不符时，用基因诊断技术有助于临床确诊。

2. 使用疫苗或特异性抗血清治疗或免疫后病例用免疫学指标已经不能反映病原体感染的程度时，只能用基因的存在与否来加以鉴别。

3. 大部分病原体可以整合人细胞内为整合型，因为血清方法只能测其胞外表型，对此无能为力，只有用基因技术方法来确定病原体的存在。

4. 由于 PCR 方法具有高灵敏度，可提高输血免遭感染的安全性。

5. 可以修正或补充抗体出现即意味临床恢复及感染消失的错误判断。

总之，基因诊断用于各种病原体的诊断、预防、治疗将有非常广阔的应用前景，对疾病诊断的临床意义将发挥重大的作用。

第三章　全自动 DNA 测序仪和蛋白质自动测序仪

了解生命现象、解释疾病的发生、诊断和疾病的治疗，是生命科学的核心内容之一。核酸和蛋白质是控制生命过程的两种重要大分子。核酸分子携带生命活动的全套信息，其基本结构一核苷酸的线性排列构成它的一级结构。阐明核酸特别是 DNA 的核苷酸排列顺序是认识基因的结构、调节和表达的基础。DNA 顺序分析是遗传工程的重要技术之一，在基因的表达、结构与功能的研究中是必不可少的。蛋白质是生命功能的行使者，它在某种程度上比基因更能直接地反映生理功能的过程及其变化。蛋白质本身的存在形式和活动规律如翻译后修饰，蛋白质间相互作用以及蛋白质构象等问题，仍然依赖于对蛋白质的研究来解决。研究蛋白质的一级结构是了解蛋白质功能的基础。

本章主要介绍 DNA 测序仪和蛋白质测序仪的工作原理、结构和功能、仪器维护等。

第一节　全自动 DNA 测序仪

测定 DNA 的核苷酸序列是分析基因结构和功能的前提，是实现人类基因组计划（hu－man genome project，HGP）的核心内容，也是基因诊断的重要技术手段。长期以来人们只能通过测定 RNA 的序列来推测 DNA 的序列。所用方法是小片段重叠法：将 RNA 用酸水解或外切酶降解，经双向电泳同系层析将其分开。此法既费时又不准确。1977 年，英国剑桥的 Sanger 和美国哈佛的 Maxam、Gilbert 领导的两个研究小组几乎同时发明了 DNA 序列测定方法，他们也因此获得了 1979 年的诺贝尔化学奖。20 世纪 80 年代以后，随着计算机技术、仪器制造和分子生物学研究的迅速发展，发明生产出了 DNA 自动测序仪。DNA 片段的分离和检测、数据的采集分析均由仪器自动完成。由于其具有操作简单、安全、快速、准确等特点，因此迅速得到了广泛地应用。

一、全自动 DNA 测序仪的工作原理

目前 DNA 测序仪的工作原理主要利用双脱氧链末端终止法和化学降解法。这两种方法在原理上虽然不同，但都是根据核苷酸在某一固定的点开始，随机在某一个特定的碱基处终止，产生 A、T、C、G 四组不同长度的一系列核苷酸，然后在变性的聚丙烯酰胺凝胶上电泳进行检测，从而获得 DNA 序列。由于双脱氧链末端终止法更简便和更适合于光学自动探测，因此在单纯以测定 DNA 序列为目的的全自动 DNA 测序仪中应用广泛。而化学降解法在研究 DNA 的二级结构以及蛋白质 – DNA 相互作用中，仍有重要的应用价值。这里主要介绍双脱氧链末端终止法的测序原理。

（一）双脱氧链末端终止法测序原理

双脱氧链末端终止法测序原理是利用 DNA 的体外合成过程，即在 DNA 聚合酶的催化下，以目的 DNA 为模板，按照碱基互补配对原则，单核苷酸可聚合形成新的 DNA 链。在普通的体外合成反应体系中，加入的核苷酸单体为 4 种 2 – 脱氧核苷三磷酸（dATP，dCTP，dGTP，dTTP），引物与模板退火形成双链区后，DNA 聚合酶结合到 DNA 双链区上启动 DNA 的合成，沿着 5′ – 3′的方向、利用体系中的 4 种核苷酸合成一条与模板链互补的 DNA 新生链。如果在此体系中加入 2′，3′ – 双脱氧核苷三磷酸（2′，3′ – ddNTP，N 代表 A、C、G、T 任一碱基），DNA 的合成情况则有所不同。与 dNTP 相比，ddNTP 在脱氧核糖的 3′位置上缺少一个羟基，反应过程中虽然可以在 DNA 聚合酶作用下，通过其 5′磷酸基团与正在延伸的 DNA 链的末端脱氧核糖 3′ – OH 发生反应，形成磷酸二酯键而掺入到 DNA 链中，但它们本身没有 3′ – OH，不能同后续的 dNTP 形成磷酸二酯键，从而使正在延伸的 DNA 链在此终止。据此原理分别设计四个反应，每一反应中存在相同的 DNA 模板、引物、四种 dNTP 和一种 ddNTP（如 ddATP），则新合成的 DNA 链在可能掺入正常 dNTP 的位置都有可能掺入 ddNTP 而导致新合成链在不同的位置终止。由于存在这样一种 ddNTP 与 dNTP 的竞争，生成的反应产物是一系列长度不同的多核苷酸片段。例如，在加入 ddATP 的反应管中，若是 dATP 掺入则核苷酸链可继续延伸，若是 ddATP 掺入则新生链合成终止，因此可得到一系列不等长度的以 ddATP 结尾的一组片段。同理，也可以得到以 C、T、C 为结尾的不等长度的片段。通过聚丙烯酰胺凝胶电泳（polyacrylamide gel electrophoresis，PAGE）对长度不等的新生链进行分离，就可根据片段大小直接读出新生 DNA 链的序列。

（二）新生链的荧光标记原理

电泳后对不同长度 DNA 新生链进行分析时，需要有可以检测的示踪信号。早期采用同位素法标记新生链，因其具有放射性危害、背景高等缺点而很快被荧光染料标记法所取代。荧光染料的荧光和散射背景较弱，提高了信噪比；它们的激发光谱较接近而发射光谱均位于可见光范围，且不同染料的发射光谱相互分开，易于监

测，故在 DNA 自动测序中得到广泛应用。荧光染料标记法又分为单色荧光标记法和多色荧光标记法。

1. **多色荧光标记法**　多色荧光标记法的荧光染料掺入方式有两种。第一种方式是将荧光染料预先标记在测序反应所用引物的 5′端，称为荧光标记引物法。当相同碱基排列的寡核苷酸片段作为骨架被 4 种荧光染料标记后，便形成了一组（4 种）标记引物。在测序反应中，仍如同传统手工测序操作一样，模板、反应底物、DNA 聚合酶及引物等按 A、T、C、C 编号被置于 4 支微量离心管中，A、T、C、G 四个测序反应分管进行，上样时合并在一个泳道内电泳。特定颜色荧光标记的引物则与特定的双脱氧核苷酸底物保持对应关系，见图 3 – 1。

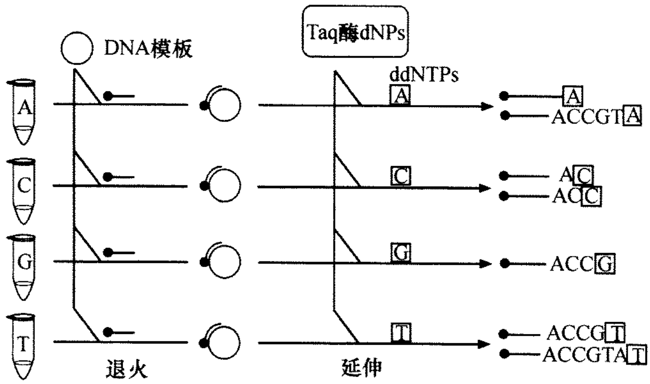


图 3 – 1　荧光标记引物法化学原理

·表示 5’端带有不同荧光染料的引物

第二种掺入方式是将荧光染料标记在作为终止底物的双脱氧单核苷酸上，称为荧光标记终止底物法。反应中，将 4 种 ddNTP 分别用 4 种不同的荧光染料标记，带有荧光基团的 ddNTP 在掺入 DNA 片段导致链延伸终止的同时，也使该片段 3′端标上了一种特定的荧光染料。经电泳后将各个荧光谱带分开，根据荧光颜色的不同来判断所代表的不同碱基信息，如图 3 – 2 所示。

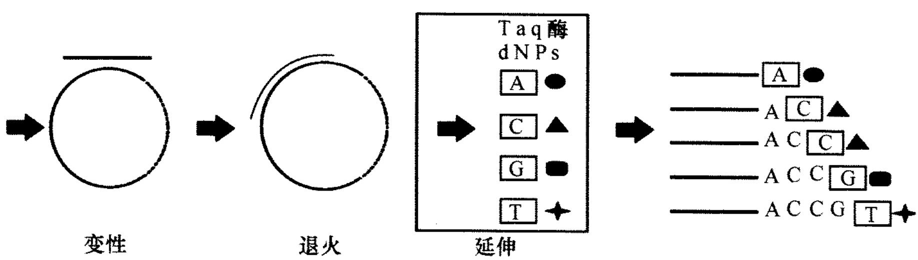


图 3 – 2　荧光标记终止底物法化学原理

✦、⬬、▲、▬ 表示标记不同颜色荧光染料的 ddNTP

以上两种方法都确定了 4 种荧光染料与 4 种双脱氧核苷酸所终止的 DNA 片段之间的专一对应关系，这是后续电泳中信号检测以及最终数据读解的基础。两种掺入方式的区别在于，荧光标记引物使荧光有色基团标记在长短不同的 DNA 片段的 5′端，可以理解为荧光染料标记过程和延伸反应终止分别发生在同一 DNA 片段的两端，且标记发生在引物与模板的退火过程中，而终止是发生在片段延伸过程中，两者在时间上有一定间隔。而荧光标记终止底物法使标记和终止过程合二为一，两者在同一时间完成。在具体操作中，前者要求 A、C、C、T 四个反应分别进行，而后者的四种反应可以在同一管中完成。

2. 单色荧光标记法　单色荧光标记法所用荧光染料仅一种，荧光染料的掺入方式也包括以上两种，所不同的是 A、C、C、T 四个反应分别在不同扩增管中进行，电泳时各管产物也分别在不同泳道中电泳。

（三）荧光标记 DNA 的检测原理

测序反应一般以单引物进行 DNA 聚合酶延伸反应，这样绝大多数产物均为单链。反应结束后，样品经简单纯化处理就可以放置到自动测序仪中开始电泳。

在采用多色荧光标记法的自动测序系统中，不同 ddNTP 终止的 DNA 片段由于标记了不同的荧光发色基团，故可以混合起来加在同一样品孔中，由计算机程序控制自动进样。两极间极高的电势差推动着各个荧光 DNA 片段在凝胶高分子聚合物中从负极向正极泳动并达到相互分离，且依次通过检测窗口。由激光器发出的极细光束，通过精密的光学系统被导向检测区，在这里激光束以与凝胶垂直的角度激发荧光 DNA 片段。DNA 片段上的荧光发色基团吸收了激光束提供的能量而发射出特征波长的荧光。这种代表不同碱基信息的不同颜色荧光经过光栅分光后再投射到 CCD 摄像机上同步成像。收集的荧光信号再传输给计算机加以处理。整个电泳过程结束时在检测区某一点上采集的所有荧光信号就转化为一个以时间为横轴坐标，荧光波长种类和强度为纵轴的信号数据的集合。经测序分析软件对这些原始数据（raw data）进行分析，最后的测序结果以一种清晰直观的图形显示出来。

由于采用四色荧光标记技术，一个样本的四个测序反应产物可以同时在一个泳道内电泳，避免单一标记四个泳道测序因泳道间迁移率不同对精确度的影响，提高了测序精度。另外，一个样品所有反应产物只需进样一次，所以一次实验便可以处理较之手工方法更多的样品。在相同样品数的情况下，加样的工作量也大大减少。

在采用单色荧光标记法的自动测序系统中，不同 ddNTP 终止的 DNA 片段由于标记了相同的荧光发色基团，不能通过荧光颜色将四种 ddNTP 分开，故需将 A、C、C、T 四管的反应物加在不同的样品孔中。电泳过程中，当 DNA 条带迁移到探测区并遇到激光时，DNA 上的荧光标记立即被激发，产生荧光信号。此荧光信号由泳道前的光探测器接收，并将信息输送给电脑，软件将四个泳道的荧光综合分析，最终获得序列。

二、全自动 DNA 测序仪的结构与功能

目前使用的全自动 DNA 测序仪都是通过凝胶电泳技术进行 DNA 片段的分离。根据电泳方式的不同又分为平板型电泳和毛细管电泳两种仪器类型。平板型电泳的凝胶灌制在两块玻璃板中间，聚合后厚度一般小于 0.4mm 或更少，因此又称为超薄片层凝胶电泳。毛细管电泳技术将凝胶高分子聚合物灌制于毛细管中（内径 50μm～100μm），在高压及较低浓度胶的条件下实现 DNA 片段的快速分离。不同类型全自动 DNA 测序仪的外观有所差异，但基本结构大致相同。

（一）仪器的组成

全自动 DNA 测序仪主要由主机、微型计算机和各种应用软件等组成。

1. 主机　主要包括电泳系统、激光器和荧光检测系统等。大致可分为以下几个结构功能区：

（1）自动进样器区：装载有样品盘、电极（负极）、电极缓冲液瓶、洗涤液（蒸馏水）瓶和废液管。

（2）凝胶块区：凝胶块区包括注射器驱动杆、样品盘按钮、注射器固定平台、电极（正极）、缓冲液阀、玻璃注射器、毛细管固定螺母和废液阀等部件。

（3）检测区　检测区内有激光检测器窗口及窗盖、加热板、毛细管、热敏胶带。

2. 微型计算机。

3. 各种应用软件　包括数据收集软件、DNA 序列分析软件及 DNA 片段大小和定量分析软件。

（二）仪器各组成部分的功能

1. 主机功能　主机具有自动灌胶、进样、电泳、荧光检测等功能。

（1）自动进样器区功能：①自动进样器受程序控制进行兰维移动，因负极电极和毛细管均固定不动，故许多操作如毛细管进入样品盘标本孔中进样、电极和毛细管在电极缓冲液瓶、洗涤液和废液管中移动等均依靠自动进样器的移动完成；②电极为电泳的负性电极，测序过程中，正、负极之间的电势差可达 15000 伏，如此高的电势差可促进 DNA 分子在毛细管中很快泳动，达到快速分离不同长度 DNA 片段的目的；③样品盘有 48 孔和 96 孔两种，可一次性连续测试 48 或 96 个样本；④电极固定螺母起固定电极及毛细管的作用。

（2）凝胶块区功能：①注射器驱动杆：给注射器提供正压力，将注射器内的凝胶注入毛细管中。在分析每一个样品前，泵自动冲掉上一次分析用过的胶，灌入新胶；②样品盘按钮：自动进样器进出按钮；③注射器固定平台：起固定注射器的作用；④电极：为电泳的正性电极，始终浸泡在正极缓冲液中；⑤正极缓冲液阀：当

注射器驱动杆下移，将注射器内的凝胶压入毛细管时，缓冲液阀关闭，以防止胶进入缓冲液；电泳时此阀打开，提供电流通道；⑥玻璃注射器：储存凝胶高分子聚合物以及在填充毛细管时提供必要的压力；⑦毛细管固定螺母：固定毛细管；⑧废液阀：在清洗泵块时控制废液流。

（3）检测区功能：①激光检测器窗口及窗盖：激光检测器窗口正对毛细管检测窗口，从仪器内部的氩离子激光器发出的激光可通过激光检测器窗口照到毛细管检测窗口上。电泳过程中，当荧光标记 DNA 链上的荧光基团通过毛细管窗口时，受到激光的激发而产生特征性的荧光光谱，荧光经分光光栅分光后打到 CCD 摄像机上同步成像。窗盖起固定毛细管的作用，同时可防止激光外泄；②加热板：电泳过程中起加热毛细管的作用，一般维持在 50℃；③毛细管：为填充有凝胶高分子聚合物的玻璃管，直径为 50μm，电泳时样品在毛细管内从负极向正极泳动；④热敏胶带：将毛细管固定在加热板上。

2. **微型计算机功能**　控制主机的运行，并对来自主机的数据进行收集和分析。设置测序条件（样品的进样量、电泳的温度、时间、电压等），同步监测电泳情况并进行数据分析。

3. **各类软件功能**　承担数据收集、DNA 序列分析及 DNA 片段大小和定量分析等功能。其结果可由彩色打印机输出。

三、全自动 DNA 测序仪的常见故障及维护

（一）毛细管电泳型 DNA 测序仪的常见故障及维护

1. **电泳时仪器显示无电流**　最常见的原因是电泳缓冲液由于蒸发使液面降低，而未能接触到毛细管的两端（或一端）。其它可能原因有电极弯曲而无法浸入缓冲液中、毛细管未浸入缓冲液中、毛细管内有气泡等。因此，遇到此类问题时，应首先检查电极缓冲液，然后再检查电极和毛细管。

2. **电极弯曲**　主要原因是安装、调整或清洗电极后未进行电极定标操作就直接执行电泳命令，电极不能准确插入各管中，而被样品盘打弯。其它如运行前未将样品盘归位或虽然执行了归位操作，但 X/Y 轴归位尚未结束就运行 Z 轴归位等情况下，也容易将电极打弯。

3. **电泳时产生电弧**　主要原因是电极、加热板或自动进样器上有灰尘沉积，此时应立即停机，并清洗电极、加热板或自动进样器。

4. **其它**　测序结束后将毛细管负极端浸在蒸馏水中，避免凝胶干燥而阻塞毛细管。定期清洗泵块，定期更换电极缓冲液、洗涤液和废液管。

（二）平板电泳型 DNA 测序仪的常见故障及维护

1. **电泳时仪器显示无电流**　可能原因包括：①电泳缓冲液配制不正确；②电极导

线未接好或损坏；③正极或负极铂金丝断裂；④正极或负极的胶面未浸入缓冲液中。

2. 传热板粘住胶板　主要原因为上方的缓冲液室漏液。此时应将上方的缓冲液倒掉，并卸下缓冲液室，松开胶板固定夹，将传热板顺着胶板向上滑动，直至与胶板分开。清洗传热板，同时检查缓冲液室漏液的原因，并采取相应措施，防止漏液。

3. 其它　①倒胶前应按照操作要求认真清洗玻璃板，用未清洗干净的胶板倒胶时易产生气泡或者产生较高的荧光背景；②配制凝胶时应注意胶的浓度、TEMED 含量、尿素浓度等，并注意防止其它物质（尤其是荧光物质）的污染；③倒胶时需注意不能有气泡，用固定夹固定胶板时，四周的力度应均匀一致；④将待测样品加入各孔前，应使用缓冲液冲洗各孔，把尿素冲去，以免影响电泳效果。

四、全自动 DNA 测序仪的进展

人类基因组的核心内容是绘制人类的遗传图、物理图和序列图，其中最核心最本质的就是序列图的绘制。人类基因组大约由 30 亿对碱基组成，测序技术的自动化就成为必然，其自动化主要是测序结果分析的自动化。Smith 等于 1986 年首次建立了一种使用四种不同荧光分别标记四种不同碱基的方法。反应后在同一电泳管中电泳，通过激光作用诱发荧光，并记录荧光颜色从而达到检测目的。然而因不同的荧光染料有不同的电泳迁移率，使得各种染料标记的碱基吸收光谱出现重叠现象，增加了结果判读的复杂性。同年，Ansorge 建立了一种使用单色荧光一四甲基罗丹明作为标记染料，预先标记在 M13 引物上，然后按照双脱氧链末端终止法进行测序反应，并用丙烯酰胺凝胶电泳分离。所不同的是采用了激光装置激发荧光，并有相应的荧光信号接收装置，可以将荧光信号转换成电信号输入到数据处理系统中，可以直接得到待测的序列数据。随着应用的日益广泛，荧光标记的自动测序系统也逐渐完善。尤其是四色荧光全自动测序系统的发展，进一步提高了检测的自动化水平。

目前使用的全自动 DNA 测序仪包括平板型电泳和毛细管电泳两种仪器类型。平板法电泳是经典的电泳技术，早期的全自动测序仪均采用此技术。它具有样品判读序列长（600bp ~ 900bp）、一块凝胶板上可同时进行多个样品测序（可达 96 个）的优点，故一直沿用至今。毛细管电泳为近 20 年来建立的一种快速、高效、进样量少、灵敏度高的新技术，但以往由于受到毛细管的空间和电泳介质的限制，使测序的长度不够，一般为 300bp ~ 500bp 左右。现通过优化测序反应、改良检测条件和测序软件等方法，已经使毛细管电泳可测序列达到 750bp 左右。就测序目的的不同，两者都有广泛地应用，如毛细管电泳可用于 cDNA 或小片段基因组 DNA 的测序，而平板电泳可用于大片段基因组 DNA 的测序。另外与平板法电泳相比，毛细管电泳在一次电泳中仅能对一份样品进行测序，为克服此缺陷，有些仪器现已采用多通道毛细管电泳技术，最多可同时分析 384 个样品，实现了高速、大规模的 DNA 测序。

五、全自动 DNA 测序仪的主要应用

全自动 .DNA 测序仪主要应用在人类基因组测序；人类遗传病、传染病和癌症的基因诊断；法医的亲子鉴定和个体识别；生物工程药物的筛选；动植物杂交育种等方面。

第二节　蛋白质测序仪

蛋白质是由各种氨基酸按一定顺序以肽键相连而形成的肽链结构。蛋白质（或肽链）顺序指肽链中氨基酸的排列顺序，即一级结构。通常从左至右表示肽链从氨基酸氨基端（N 末端）到羧基端（C 末端）。蛋白质一级结构的研究是揭示生命本质、了解蛋白质结构和功能的关系、研究酶的活性中心和蛋白质多级结构、探索分子进化及遗传变异等的基础，也是基因工程中研究基因克隆、表达及 DNA 顺序分析的重要内容。因此测定其一级结构具有十分重要的意义。

目前的蛋白质测序仪实际上是执行全自动化的 Edman 化学降解反应和游离氨基酸的分离与鉴定过程。随着计算机技术、色谱技术及机器制造工艺的发展，现在的蛋白质测序仪可以实现 pmol 级的微量蛋白质测序。这里对蛋白质测序仪的一般原理、结构、应用等进行简单介绍。

一、蛋白质测序仪的工作原理

蛋白质测序仪主要检测蛋白质的一级结构，即肽链中的氨基酸序列，其原理依旧沿用 Edman 降解法。在弱碱条件下，多肽链 N 末端 NH_2 与异硫氰酸苯酯（phenylisothiocya – nate，PITC）反应，生成苯异硫甲氨酰肽（PTC – 多肽）。这一反应在 45℃ ~ 48℃ 进行约 15min 并用过量的试剂使有机反应完全。在无水强酸如三氟醋酸（TFA）的作用下，可使靠近 PTC 基的氨基酸环化，肽链断裂形成噻唑啉酮苯胺（anilinothiazolinone，ATZ）衍生物和一个失去末端氨基酸的剩余多肽。剩余多肽链可以进行下一次以及后续的降解循环。如此不断循环，可依次使多肽链的氨基酸逐一降解，形成 ATZ 衍生物。ATZ 衍生物经水溶酸处理转化为稳定的乙内酰苯硫脲氨基酸（phenylthiohydantoin – amino acid，PTH 氨基酸）。

上述降解循环的偶联和环化发生在测序仪的反应器（筒）中，转化则在转化器进行。转化后的 PTH 氨基酸经自动进样器注入高效液相色谱（HPLC）进行在线检测。根据 PTH 氨基酸的洗涤滞流时间确定每一种氨基酸。

二、蛋白质测序仪的结构及其各部件的功能

蛋白质测序仪包括测序反应系统、分析系统和数据处理系统。

（一）测序反应系统

测序反应系统具有 4 个微管，每周能测序 20 或更多的蛋白质。其主要部件为反应器。因为反应条件要求一定的温度、时间、液体流量等，所以系统计算机具备调节控制这些因素，能够离人，甚至遥控操作。蛋白质或多肽在这里被水解为单个氨基酸残基。

（二）氨基酸分析系统

氨基酸分析系统是由十分精致的高效液相色谱（HPLC）毛细管层析柱组成，层析是整个测序最为关键的一步。层析要求也相当严格，液体分配速度、温度、电流电压都能影响层析结果。所以仪器配有稳压、稳流、自动分配流速装置。氨基酸通过这一系统会留下自己的特征吸收峰。

（三）信息软件处理系统

测序软件是根据氨基酸的层析峰来判断为何种氨基酸。依据测序的实际需要，软件本身不断升级，且越来越简单、快速、准确。计算机系统同 DNA 测序系统一样直观、易于操作，它提供测序需要的运行参数。时间、温度、电压和其他的循环状况，并可实现跳跃步骤，暂停步骤。

以上为测序仪的主要部件，在主件之外尚有蛋白质或多肽的纯化处理配件及整个测序必备的试剂和溶液。

三、蛋白质测序仪的主要应用

蛋白质测序仪获得的蛋白质序列信息主要应用在以下三个方面。

（一）新蛋白质的鉴定

在凝胶电泳中出现的未知条带可以利用蛋白质测序仪来测定其序列，为探索蛋白质的功能提供线索，因为一些表面上不相关的蛋白质在特定区域有时具有明显的同源性。

（二）分子克隆探针的设计

分子克隆探针设计是蛋白质序列信息的基本用途之一。用蛋白质序列信息设计 PCR 引物和寡核苷酸探针。可以利用这些探针进行 cDNA 文库或基因组文库的筛选。

（三）抗原的人工多肽合成

在当前的细胞生物学、遗传学、分子生物学、免疫学及其他生命科学的研究过

程中，合成多肽已成为一个必不可少的工具。由合成多肽免疫产生的抗体常用来证实和纯化新发现的蛋白质。此外，合成的多肽类似物能够揭示蛋白质重要结构特征和提示蛋白质的功能特性。

第四章　流式细胞仪

流式细胞仪（flow cytometer，FCM）是以激光为光源，集流体力学技术、电子物理技术、光电测量技术、计算机技术以及细胞荧光化学技术、单克隆抗体技术为一体的新型高科技仪器。应用流式细胞仪对于处在快速直线流动状态中的细胞或生物颗粒进行快速的、多参数的定量分析和分选的技术称为流式细胞术（flow cytometry，FCM）。其中生物学颗粒包括大的免疫复合物、DNA、RNA、蛋白质、病毒颗粒、脂质体、细胞器、细菌、霉菌、染色体、真核细胞、杂交细胞、聚集细胞等，所检测的生物颗粒的理化性质包括细胞大小、细胞形态、胞浆颗粒化程度、DNA 含量、总蛋白质含量、细胞膜完整性和酶活性等。由于融合了单克隆抗体技术、定量细胞化学和定量荧光细胞化学，流式细胞术作为一门生物检测技术已经日臻完善，流式细胞仪在细胞生物学、免疫学、肿瘤学、血液学、病理学、遗传学、临床检验等学科中都得到广泛的应用，并将为医学科学研究发挥更大的作用。

本章主要介绍一般流式细胞仪的基本原理、分类和基本构造、主要性能指标、主要技术要求、常见故障和维护及其在各学科中的广泛应用。

第一节　基本原理

一、生物学颗粒分析原理

将悬浮分散的单细胞悬液，经特异荧光染料染色后，放入样品管。在气体压力的作用下，悬浮在样品管中的单细胞悬液形成样品流垂直进入流式细胞仪的流动室，沿流动室的轴心向下流动，流动室轴心至外壁的鞘液也向下流动，形成包绕细胞悬液的鞘液流，鞘液和样品流在喷嘴附近组成一个圆柱流束，自喷嘴的圆形孔喷出，与水平方向的激光束垂直相交，相交点称为测量区。染色的细胞受激光照射后发出荧光，同时产生光散射。这些信号分别被呈 90°角方向放置的光电倍增管荧光检测器和前向角放置的光电二极管散射光检测器接收，经过转换器转换为电子信号后，经模/数转换输入计算机。计算机通过相应的软件储存、计算、分析这些数字化信息，就可得到细胞的大小、活性、核酸含量、酶和抗原的性质等物理和生化指标。

二、细胞分选原理

在压电晶体上加上频率为 30kHz 的信号，使之产生同频率的机械振动，流动室也就随之振动，于是通过测量区的液柱断裂成一连串均匀的液滴。由于各类细胞的特性信息在细胞形成液滴以前在测量区已被测定，并储存在计算机中。因此，当某类细胞的特性与要分选的细胞相同时，流式细胞仪就会在这类细胞形成液滴时给含有这类细胞的液滴充以特定的电荷，而不符合分选条件的含细胞液滴及不含细胞的空白液滴不被充电，即不带电荷。带有电荷的液滴向下落入偏转板间的静电场时，依所带电荷的符号分别向左偏转或向右偏转，落入指定的收集器内，不带电的液滴不发生偏转，垂直落入废液槽中被排出，从而达到细胞分类收集的目的。

第二节　流式细胞仪的分类和基本结构

一、流式细胞仪的分类

流式细胞仪根据功能不同可分为临床型（亦称台式机）和科研型（亦称大型机）。临床型只有分析功能，没有分选功能，仪器的光路调节系统固定，自动化程度高，操作简便，易学易掌握。科研型既有分析功能又有分选功能，可快速将所感兴趣的细胞分选出来，并可将单个或指定个数的细胞分选到特定的容器里，同时可选配多种波长和类型的激光器，适用于更广泛更灵活的科学研究。

流式细胞仪根据其结构不同又可分为一般流式细胞仪和狭缝扫描流式细胞仪（slit – scanflow cytometer）。前者的激光光斑为椭圆形，光斑直径大于被检细胞体积，只能提供细胞内某种生物化学成分的参数，不能对细胞形态以亚细胞形态进行分辨，所以称之为零分辨率的流式系统。狭缝扫描流式细胞仪是一种高分辨率的检测仪器，见图 4 – 1。激光光束为一条线状扁平的光斑，直径在 3μm ~ 5μm。被检细胞直径大于激光光斑直径，细胞通过光束时各部分被依次扫描，据其荧光信号的先后之分，就可得到一维的细胞轮廓组方图，可计算出细胞直径大小、核直径大小、核浆比例等一系列的形态学信息的定量资料。另外，狭缝扫描流式细胞仪的光信号探测器分别在三维空间的三个坐标轴方向设置，可得到细胞的三维轮廓图。

二、流式细胞仪的基本结构

流式细胞仪的结构可分为流动室及液流驱动系统；激光光源及光束成形系统；光学系统；信号检测与存贮、显示、分析系统；细胞分选系统等五个部分。

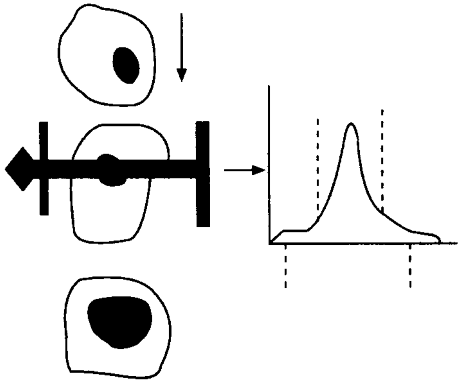


图 4-1 狭缝扫描流式细胞仪示意图

(一) 流动室与液流驱动系统

流动室(flow chamber 或 flow cell)是 FCM 的核心部件,被测样品在此与激光束相交。流动室由石英玻璃制成,并在石英玻璃中央开一个孔径为 430μm × 180μm 的长方形孔,供细胞单个流过,检测区在该孔的中心,这种流动室的光学特性良好,流速较慢,因而细胞受照时间长,可收集的细胞信号光通量大,配上广角收集透镜,可获得很高的检测灵敏度和测量精度。

流动室内充满了鞘液,鞘液的作用是将样品流环包。鞘液流是一种稳定流动的液体,操作人员无法随意改变其流动的速度,样品流在鞘流的环包下形成流体动力学聚焦,使样品流不会脱离液流的轴线方向,并且保证每个细胞通过激光照射区的时间相等,从而得到准确的细胞荧光信息。图 4-2 是流动室与液流驱动系统示意图。

细胞流和鞘液流的驱动一般采用加正压的方法,流速与压力的关系服从贝努里(Ber-noulli)方程,即 $P = \frac{1}{2}\rho v^2$(忽略高度的变化),可见只要压力恒定,就可得到恒定的鞘液流流速,从而可确保每个细胞流经激光照射区的速度不变。

从图 4-2 可知,空气泵产生压缩空气,通过鞘流压力调节器加在鞘液上一恒定的压力,这样鞘液以匀速运动流过流动室,在整个系统运行中流速是不变的。改变样本的进样速率开关,可提高采样分析的速度。但这并不是提高样本流的速度,而是改变细胞间的距离,使样本流变宽且细胞间距离缩短,这样单位时间内流经激光照射区的细胞数就可以增加。

在具体的实验中下述情况应引起注意。由于激光焦点处能量分布为正态分布,如图 4-3 所示,中心处能量最高。因此,当样本速率选择高速(High)时,处在样本流不同位置的细胞或颗粒,受激光照射的能量不一样,从而被激发出的荧光强度也不相同,这可能会造成测量误差。当在检测分辨率要求高时,一般应选用低速(Low)。

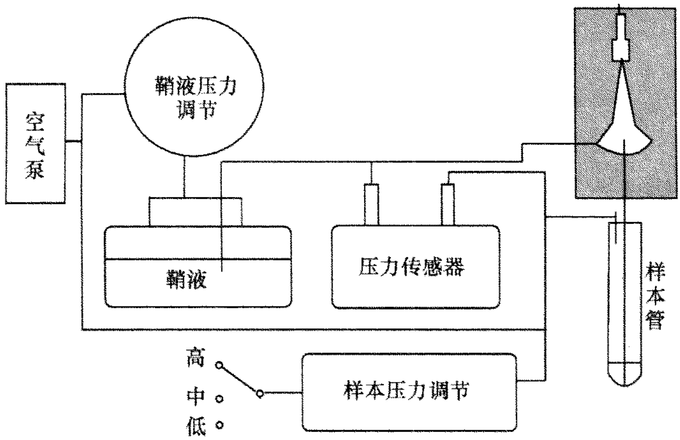


图 4-2 流动室与液流驱动系统示意图

（二）激光光源与光束成形系统

目前台式机 FCM，大多采用氩离子气体激光器，有些仪器可增配小功率半导体激光器（波长 635nm）从而拓宽了其染料的应用范围。

激光（laser）是一种相干光源，它能提供单波长、高强度及稳定性高的光照。由于细胞的快速流动，每个细胞经过光照区的时间仅为 1μs 左右，且细胞所携带荧光物质被激发出的荧光信号强弱，与被照射的时间和激发光的强度有关，因此细胞必须达到足够的光照强度。所以激光是细胞微弱荧光快速分析的理想光源。激光光束在到达流动室前，先经过透镜将其聚焦，形成几何尺寸约为 22μm × 66μm 即短轴稍大于细胞直径的光斑，见图 4-3。

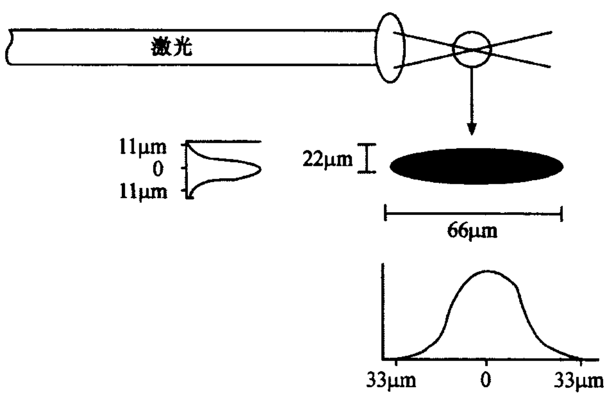


图 4-3 激光聚焦及焦点能量分布示意图

（三）光学系统

FCM 的光学系统是由若干组透镜、滤光片和小孔组成，它们分别将不同波长的

荧光信号送入不同的电子探测器。

作为 FCM 光学系统中的主要光学元件的滤光片（filter），主要分为长通滤片、短通滤片和带通滤片三类。

1. 长通滤光片　长通滤光片使特定波长以上的光通过，特定波长以下的光不能通过。如 LP500 滤片，只允许 500nm 以上的光通过，500nm 以下的光吸收或返回。

2. 短通滤光片　与长通滤光片相反，特定波长以下的光通过，特定波长以上的光吸收或返回。

3. 带通滤光片　带通滤光片允许一定波长范围内的光通过，一般滤光片上有两个数，一个为允许通过波长的中心值，另一个为允许通过光波段的范围。如 BP500/50 表示其允许 475nm ~ 525nm 波长的光通过。

（四）信号检测与分析

当细胞携带荧光素标记物通过激光照射区时，细胞内不同物质产生不同波长的荧光信号。这些信号以细胞为中心，向空间 360 度立体角发射，产生散射光和荧光信号。

1. 散射光信号　散射光分为前向角散射和侧向角散射，散射光不依赖任何细胞样品的制备技术（如染色），称为细胞的物理参数（或称固有参数）。

（1）前向角散射：前向角散射与被测细胞的大小有关，确切地说与细胞直径的平方密切相关。通常在 FCM 应用中，选取 FSC 作阈值，来排除样品中的各种碎片及鞘液中的小颗粒，以避免对被测细胞的干扰。

（2）侧向角散射：侧向角散射是指与激光束正交 90°方向的散射光信号。侧向散射光对细胞膜、细胞质、核膜的折射率更为敏感，可提供细胞内精细结构和颗粒性质的信息。

上述两种信号都是来自于激光源光束，其波长与激光相同。目前采用这两个参数组合，可区分经裂解红细胞处理后外周血白细胞中淋巴细胞、单核细胞和粒细胞三个细胞群体，或在未进行裂解红细胞处理的全血样品中找出血小板和红细胞等细胞群体。

2. 荧光信号　当激光光束与细胞正交时，一般会产生两种荧光信号。一种是细胞自身在激光照射下发出微弱的荧光信号，称为细胞自发荧光；另一种是经过特异荧光素标记细胞后，受激发照射得到的荧光信号，通过对这类荧光信号的检测和定量分析能了解所研究细胞的存在和定量。

可选用的荧光素多种多样，由于它们分子结构不同，其荧光激发谱与发射谱也各异。选择染料或单抗所标记的荧光素必须考虑仪器所配置的光源波长，目前台式机 FCM 常配置的激光器为 488nm，通常选用的染料有 PI（propidium iodide）、PE（phyeoreythrin）、FITC（fluorescein isothiocyanate）、PerCP（peridinin chlorophyll protein）和 CY5 等。

有些仪器还配置了半导体激光器（波长为 635nm），可激发 APC、To－Pro3 等染料，更拓宽了流式细胞仪的应用范围。

（1）荧光信号线性测量和对数测量：荧光信号的线性测量与对数测量主要由电子线路完成。当携带荧光素的细胞与激光束正交时，荧光素受激发发出荧光，经滤光片分离不同波长的光信号分别到达不同的光电倍增管（PMT），PMT 将光信号转换成电信号。电信号输入到放大器（分为线性放大和对数放大）。线性放大器的输出与输入是线性关系，细胞 DNA 含量、RNA 含量、总蛋白质含量等的测量一般选用线性放大测量。在免疫学样品中，细胞膜表面抗原的分布有时相差几十倍甚至几万倍。如用线性放大器，将无法在一张图上清晰地将细胞阳性群、阴性群同时显示出来。因此，在细胞膜表面抗原等的荧光检测时通常使用对数放大器，如果原来输出是 1，当输入增大到原来十倍时，输出为 2；当输入增大到原来一百倍时输出为 3 等。

（2）荧光信号的面积和宽度：荧光信号的面积是采用对荧光光通量进行积分测量，一般对 DNA 倍体测量时采用面积（如 FL2－A），这是因为荧光脉冲的面积比荧光脉冲的高度更能准确反映 DNA 的含量。当形状差异较大，而 DNA 含量相等的二个细胞，得到的荧光脉冲高度是不等的，经过对荧光信号积分后，所得到的信号值相等。

荧光信号的宽度（如 FL2－W）常用来区分双连体细胞。由于 DNA 样本极容易聚集，当两个 G1 期细胞粘连在一起时，其测量到的 DNA 荧光信号（FL2－A）与 G2 期细胞相等，这样得到的检测结果 C2 期细胞比例增高，会影响检测准确性。

（3）光谱重叠的校正：当细胞携带两种荧光（PE 和 FITC）受激光激发而发射两种不同波长的荧光时，理论上可选择滤片使每种荧光仅被相应的检测器检测，但由于目前所使用的各种荧光染料都是宽发射谱性质，虽然它们之间发射峰值各不相同，但发射谱范围有一定的重叠。从图 4－4 中可以看出，阴影为探测器检测光谱的范围，FITC 探测器会探测到少量的 PE 光谱，而 PE 探测器则检测到较多的 FITC 光谱。克服这种误差的最有效方法是使用荧光补偿电路，利用已知标准样品或荧光小珠，可合理设置荧光信号的补偿值。补偿前后情形由图 4－5 给出。

一种四色 FCM 系统，采用双激光立体光路技术，是为了减少各荧光间的相互补偿。其原理可通过图 4－6 显示，图中点 A 通过透镜 f 成像在 A′处，而点 B 通过透镜 f 成像在 B′处。在光电倍增管前放上一小孔，作为空间滤波器，排除其它杂散光信号，从而确保了 A 点光源进不了 B′点处，B 点光源也进不了 A′点处。因此，避免第一激光（488nm）激发出的 FL1，FL2，FL3 和第二激光（635nm）激发出的 FL4 间的补偿。当然 FL1，FL2 和 FL3 是来自于同一点光源，它们之间的补偿是不可避免的。

（五）细胞分选器

细胞分选器由水滴形成、分选逻辑电路、水滴充电及偏转三部分组成。通过压

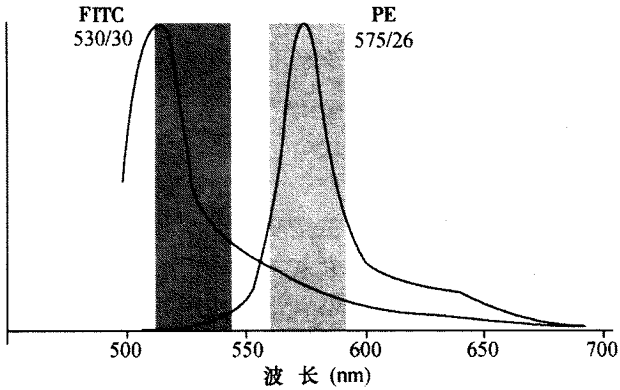


图 4－4　光谱重叠

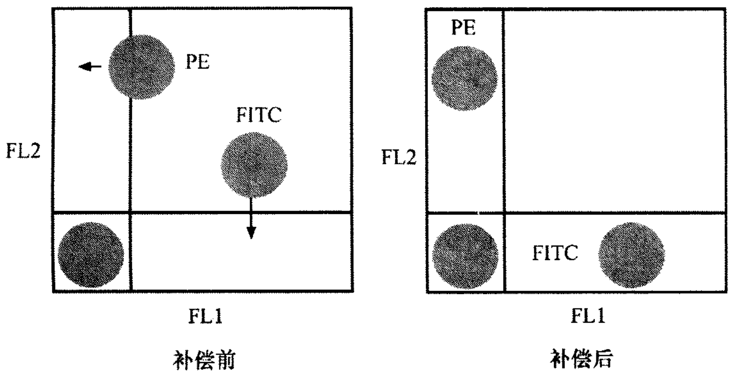


图 4－5　颜色补偿前后示意图

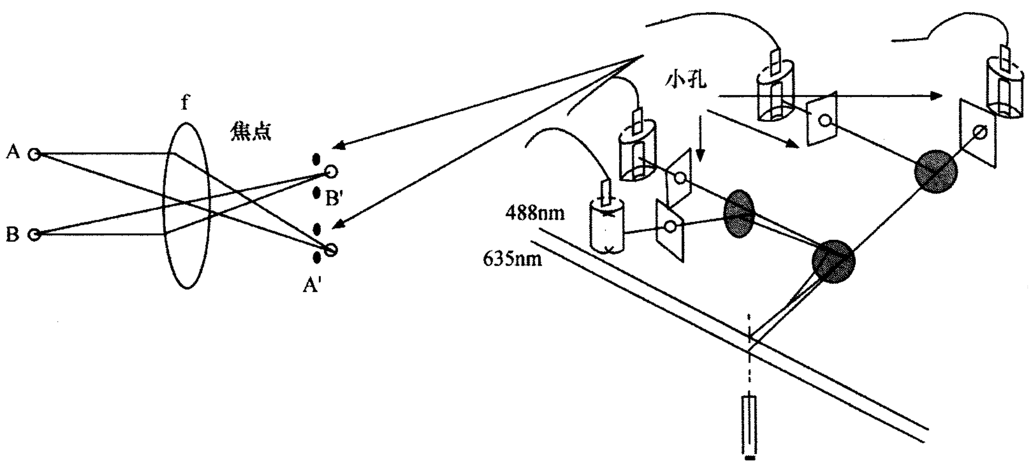


图 4－6　双激光立体光路示意图

电晶体的振动使自喷孔喷出的流束形成水滴，分选逻辑电路根据分选细胞的参数，给含有此参数的细胞液滴充电，充电的液滴经过电极偏转板时，依所带电荷不同而偏向不同的电极板，在电极的下方放置收集容器，便可得到要分选的细胞。

1. **小水滴的形成**　为使细胞分选的质量较高，首先要求能形成稳定的水滴。安装在流动室上的压电晶体加有数万赫兹的电信号，于是压电晶体带动流动室一起振动。液流从喷孔出来后，需要经过一段距离才被破坏形成水滴。这段距离大约 10～20 个波长，测量区应尽量靠近喷嘴以避免受振动干扰。

喷嘴的振动频率即每秒钟产生水滴的数目。当喷嘴直径为 50μm 时，信号频率为 40kHz，则每秒钟产生 4 万个水滴。若每秒钟流出的细胞是 1000 个，则平均每 40 个水滴中只有一个水滴是有细胞的，其他皆为空白。

2. **逻辑电路**　为了分选细胞，需要细胞在经过测量区时判断出哪个细胞满足了分选的条件，并产生一个逻辑信号，此信号驱动充电脉冲发生器，使之产生充电脉冲，当满足分选条件的细胞形成水滴时充电脉冲正好对它进行充电。可见给水滴充电的脉冲并不是在做出分选决定时立即产生并加到流束上的，而是当细胞到达分离点时才加上的。这一段等待时间依赖于喷孔的直径、细胞与激光束相交点的位置等因素。由细胞通过测量区到小水滴分离的时间大约为几十毫秒，这个时间称为延迟时间。从理论上说，可用单稳定态振荡器产生分选所需要的时延。实际上是用一个称为移位寄存器的数字电路产生时延，这种时延便于调整，以适应使用中的各种情况。精确的测定延迟时间是决定分选质量的关键。延迟时间受到一系列因素的影响，例如测定所需平均延迟时间的不准确性、喷射液流的变化、水滴分离点的变化、细胞本身对水滴形成条件的影响等。

3. **水滴的充电与偏转**　当水滴从流束上将要断开时给整个流束充电，则水滴从流束上断开后便带有同极性的多余表面电荷。水滴如果在与流束将分离时，未对流束充电，则离开流束的水滴不带电荷。下落的水滴通过一对平行板电极形成静电场时，带正电荷的水滴向带负电的电极板偏转，带负电荷的水滴向带正电的电极板偏转。不带电的水滴垂直下落不改变其运动方向，这样就可用容器分别收集各种类型的水滴。用于给流束充电的电压大约是 +150V 或 -150V，偏转板间电位差约 2000V～6000V。

（六）FCM 测量数据的存贮、显示与分析

目前 FCM 数据的存贮的方式均采用列表排队（List Mode）方式。目前 FCM 所采用的都是多参数指标，荧光标记物参数已可多达 4 个。采用 List Mode 方式可大量节约内存和磁盘容量。若一个细胞被检测 4 个参数，那么获取一万个细胞，所占容量为 4×10000 个字或双字。当只检测一个参数（如 DNA）时，可以关闭其它三个参数，节省四分之三的空间。虽然数据文件有易于加工、分析和处理的优点，但缺乏直观性。数据的显示通常有一维直方图、二维点图、等高线图、密度图等几种。

第三节　流式细胞仪的主要性能指标

一、荧光测量灵敏度

灵敏度的高低是衡量仪器检测微弱荧光信号的重要指标。一般以能检测到单个微球上最少标有 FITC 或 PE 荧光分子数目来表示，现在的 FCM 均可达到检测小于 600 个荧光分子的指标。

二、仪器的分辨率

分辨率是衡量仪器测量精度的指标，通常用变异系数 CV（coefficient of variation）值表示：

$$CV = \frac{\delta}{\mu}100\%$$（δ 是分布的标准误差，μ 是分布的平均值）

如果一组含量完全相等的样本，用 FCM 来测量，理想的情况是 $CV = 0$，但在整个检测中，会产生许多误差，其中包括样本含量本身的误差、样本进入测量室的微量变化，再加上仪器本身的误差等，实际得不到理想情况。CV 值越小测量误差就越小，一般的 FCM 在最佳状态时 CV 值 $< 2\%$。CV 值的计算除了采用以上的计算公式外，还可以用半高峰宽来计算，半高峰宽指在峰高一半的地方量得的峰宽，它与 CV 值有以下的关系：

$$CV = \text{半高峰宽}/\mu \times 0.4236 \times 100\%$$

值得注意的是，上述公式是建立在正态分布的条件下，而实际情况所得的测量数据分布常常是非对称图形，故采用半高峰宽所计算得到的 CV 值要明显小于前面用统计公式得到的 CV。

三、前向角散射光检测灵敏度

前向角散射光检测灵敏度是指能够检测到的最小颗粒大小，一般目前商品化的 FCM 可以测量到 $0.2\mu m \sim 0.5\mu m$ 左右。

四、FCM 分析速度

分析速度以每秒分析的细胞数来表示。当细胞流过光束的速度超过 FCM 仪器响应速度时，细胞产生的荧光信号就会丢失，这段时间称为仪器的死时间（Dead

time)。死时间越短，我们就说这台仪器处理数据越快，一般可达到3000个/秒～6000个/秒左右。大型机已达到每秒几万个细胞。

五、FCM分选指标

分选指标主要包括分选速度、分选纯度和分选收获率。

分选速度指每秒可提取所要细胞的个数，目前一般台式分选仪器的分选速度为300个/秒，BD大型机的流式细胞仪最高分选速度可达每秒上万个细胞。

分选纯度指要分选的目的细胞占分选出细胞的百分比，一般台式机和大型机的分选纯度均可达到99%左右。

分选收获率指被分出的细胞与原来溶液中该细胞的百分比。通常情况下，分选纯度和收获率是互相矛盾的，纯度提高则收获率降低，反之亦然。这是由于样品在液流中并不是等距离一个接着一个有序地排着队，而是随机的。一旦两个不同细胞挨得很近时，在强调纯度和收获率不同条件下，仪器会做出取舍的决定。因此，选择哪种模式要视具体实验要求而定。

第四节　流式细胞仪应用的技术要求

流式细胞分析仪是一项多学科知识综合应用的复杂仪器，除了对仪器各方面性能指标有严格的要求以外，在实验设计与样品处理方面也需要有丰富的基础理论及操作经验。根据不同的检测分析要求，在样品的制备，特定荧光染料的选择，阴性对照的设置，质量控制方面都有严格的规定，这是保证获取正确可靠检验数据和分析资料的重要环节。

一、检测样品制备

流式细胞仪测定的标本，不论是外周血细胞、培养细胞或组织来源细胞，首先要保证是单细胞悬液，不同来源的细胞制备成单细胞悬液有不同的处理程序。因为流式细胞仪测量的是每个细胞所产生的散射光和荧光信号，如果两个或多个细胞间粘连重叠或细胞碎片过多，都会影响信号的收集及所收集信号的真实性，所以制备单细胞悬液是进行流式细胞仪分析最关键的第一步。

二、免疫分析中常用的荧光染料与标记染色

在流式细胞免疫分析技术中，被测定的信号参数主要包括散射光信号和荧光信号。散射光信号是激光照在细胞上所产生的前向光和侧向光信号。荧光信号来自于细胞的自发荧光或被分析细胞经特异性荧光标记染色后通过激光束激发后所产生的。因此，被分析细胞在制备成单细胞悬液后，经过与荧光染料染色后才能上机进行检测。因此，荧光染料的选择和标记染色方法是保证荧光信号产生非常关键的技术。

三、流式细胞仪操作技术的质量控制

流式细胞仪的应用已经从科研进入临床，并逐步成为免疫检验中的常用设备。在临床检测过程中，应对各个工作环节和仪器性能进行严格的质量控制和规范化操作，以保证各项检测数据和指标的可靠性，为临床分析和科学研究提供准确的数据资料。使用流式细胞仪进行样品检测前，为避免测量过程中仪器条件的漂移而引起检测误差，必须采用参考校正标准品对仪器进行校正，以保证在整个实验过程中仪器的光学系统、电子系统和液流系统处于最佳工作状态，从而保证样品检测的准确性和特异性。

1. 光路与流路校正　主要目的在于确保激光光路与样品流处于正交状态，使仪器检测时的变异减少到最小，从而控制仪器的 CV 值。在流路校正物中，有标准大小的荧光微球，其物理性质、生物学特性和化学特性均经过标定。用它对流式细胞仪进行校准验证，所获得 CV 值越小，则仪器工作状态精度越高。CV 值一般在 2% ~ 3% 左右，不超过 5% ~ 10%。

2. PMT 校准　对光电倍增管的校正是流式细胞仪在使用前进行的一项重要质控指标。流式细胞仪在使用过程中，光电倍增管随时间的增加，其放大功率会有所改变，对样品检测的灵敏度会产生影响。为保证样品检测时仪器处于最佳工作状态，采用质控晶进行 PMT 校准，必要时进行电压补偿，以便仪器检测灵敏度不会因 PMT 的放大功率降低而改变。

3. 绝对计数的校准　在进行免疫学检测时，常需对测定细胞进行绝对计数。为保证仪器在计数时的准确性，仪器应采用绝对计数标准品 Flow count 建立绝对计数标准。该 Flow count 是经标定的，如以计算 1000 个细胞为 1ml，作为设定标准。在样本测定时，以此为标准进行绝对计数，从而获得绝对计数的标准值。

第五节　流式细胞仪的维护及常见故障的排除

一、仪器的维护

1. 激光电源的波动范围应小于±10%，计算机最好使用不间断电源（UPS），至少加用过保护装置，并用稳压器。

2. 冷却水必须使用过滤器，并保证压力和流量，以避免水道阻塞造成激光的损坏。

3. 应注意仪器工作状态下的环境温度，应保持室温在18℃~24℃，相对湿度小于85%。

4. 安装单独的可靠的地线，接地电阻应小于1Ω，绝对不可以接在水管、暖气上和在电源零线上代替地线。

5. 仪器操作必须有经过培训的人员管理操作，其他人员经考核合格，才可在管理人的监视下进行操作。

6. 样品和鞘液管道每周应用漂白粉液清洗，避免一些微生物生长。仪器室内应注意避光、防尘、除湿。

二、常见故障及排除

流式细胞仪的常见故障及简单排除方法如下表所示：

故障信息	引起故障的可能原因	解决方法
清洗液高度错误	清洗液少了	加清洗液
清洗液高度警示	清洗液传感器失灵	与制造商联系
数据处理速率错误	数据太大，难以处理	稀释样品
文件名错误	输入的文件名与系统冲突	输入另一个文件名
存取数据时发生错误	流式细胞仪不能存取数据	关开计算机重试
程序错误	软件不能执行该程序	选择主菜单上的重建项
程序号大大	程序号不能大于32	取消一些程序，再输入相应的号码
没有激光束	激光器关闭	检查电源，开激兜器
激光器开启错误	激光器门打开	关激光器门

故障信息	引起故障的可能原因	解决方法
参数太多	选择的参数应小于 8 个	取消某些参数，重新选择
参数不存在	程序中无此参数	重新建立程序
样品压力错误	因为样品管坏了，样品不能被压入流动室	换一个样品管
建立样品压力错误	流式细胞仪连接错误	检查连接，开关机重试

第六节　流式细胞仪的临床应用

流式细胞仪是近年来发展起来的现代细胞学分析技术中的常用仪器。它具备快速、准确、量化等特性。目前已经广泛应用于免疫学、细胞生物学、血液学、肿瘤学、病理学、遗传学、临床检验等诸多领域。

一、流式细胞仪在免疫学中的应用

流式细胞术是在单细胞分析和分选基础上发展起来的一种新的细胞参数计量技术。它以其快速、灵活和定量的特点，广泛地应用于免疫理论研究和临床实践，所以有人称之为现代免疫技术基石之一。尤其同单克隆抗体的结合应用，在淋巴细胞及其亚群分析、淋巴细胞功能分析、免疫分型、分选、肿瘤细胞的免疫检测、机体免疫状态的监测、免疫细胞的系统发生及特性研究等方面都起着相当重要的作用。

二、流式细胞仪在血液学中的应用

血液病多为肿瘤性、免疫性和遗传性疾病，恶性血液病约占其总数一半以上。PCM 在血液病及淋巴瘤的发病机制、诊断、治疗和预后判断等方面，都具有重要的价值。

白血病患者的异常白细胞在分化过程中受外因、内因或突变等因素的影响呈克隆性异常增殖。白血病免疫分型是选择化疗方案和判断预后的重要依据，FCM 结合单克隆抗体的应用对白血病细胞进行免疫分型，可以提高白血病分型诊断的符合率，可以为指导治疗和判断预后提供帮助。

多色免疫分型对淋巴瘤和白血病的肿瘤细胞分析是非常有用的，在进行分析时，至少有五个参数用于分析血液中的肿瘤细胞。随着流式细胞仪功能的不断提高和单抗技术的进一步发展，目前已有不少单位对白血病和淋巴瘤标本进行多参数标

记分析，同时测定细胞膜抗原，胞质抗原和 DNA 含量。DNA 含量检测与细胞周期分析对血液系统恶性疾病检测治疗和预后分析均相当重要。同时 FCM 对白血病复发的主要根源，微小残留病变（MRD）检出具有高特异性和敏感性，可以对患者在缓解期进行检测，早期检出 MRD 避免疾病复发。

三、流式细胞仪在细胞生物学中的应用

流式细胞仪在细胞生物学领域内的应用，是流式细胞仪在基础研究中应用范围最广的领域。目前，细胞生物学研究中，应用最频繁也最普通的是细胞周期分析，包括细胞周期各时相的百分比和细胞周期动力学参数的测定等内容。在方法学上，除一般的化学染色方法外还有抗溴脱氧脲嘧啶核苷（brdUrd）单克隆抗体技术。对同一细胞的参数测定技术则导致了对细胞周期的一些新发现，典型的方法是吖啶橙双染色技术。这个技术不仅可进行细胞周期分析，而且给细胞周期研究带来了一些全新的概念。流式细胞测量术和分选术在染色体、精子和精细胞的研究以及遗传学、分子遗传学方面也都有用武之地。此外，在微生物、病毒、高等植物等领域也都有较多应用。该技术在细胞学当前研究热点之一的胞内钙离子研究方面的应用，正处在上升阶段，与此相应还发展了一系列新的钙离子探针。

四、流式细胞仪在肿瘤学中的应用

流式细胞仪在肿瘤学研究方面已成为主要手段之一，近年来引起肿瘤研究者的极大关注。特别是近年来荧光细胞化学技术的发展，以及荧光探针标记的单克隆抗体，为流式细胞技术研究各种肿瘤抗原、肿瘤蛋白、致癌基因开辟了新途径，极大地提高了肿瘤学的研究水平，并为流式细胞技术在肿瘤学的研究中开辟了更广阔的应用前景。

五、流式细胞仪在 AIDS 病检测中的分析

艾滋病又称获得性免疫缺陷综合征（acquired immune deficiency syndrome，AIDS）是由人类免疫缺陷病毒（HIV）感染人体后，HIV 选择性侵入人类 T 淋巴细胞亚群中的 $CD4^+$ T 辅助细胞（Th 细胞），病毒侵入 Th 细胞后，病毒失去包膜，经逆向转录后形成单链 DNA，再复制形成双链 DNA，在病人的 Th 细胞中循环复制，使 Th 细胞群体受到破坏，T 细胞亚群比例失衡，T 淋巴细胞功能降低，进一步导致全身免疫功能受损。

流式细胞术用于 AIDS 病免疫功能的检测是最重要的检测手段，采用三参数荧光标记计数可对 T 淋巴细胞及亚群进行分析，并通过动态监测 T 细胞亚群可以对

HIV 感染者或 AIDS 发病者进行区别。仅为 HIV 携带者，病毒未复制时，其 Th 细胞下降不明显，当发展为 AIDS 时，Th 细胞水平明显下降，如 Th1 细胞 < Th2 细胞时，HIV 在细胞间的传播和感染更敏感，更易发生 AIDS。同时，当 HIV 阳性而无症状的患者，其 Tc 对 Tc 激活剂不反应者，其体内 $CD4^+$ Th 细胞水平下降迅速，条件致病微生物的感染率也同时增加，对 Tc 激活剂反应敏感者，可维持 $CD4^+$ Th 细胞水平降低较慢或不降低，减少发生 AIDS 的几率。

六、流式细胞仪对自身免疫性疾病相关 HLA 抗原的分析

已有证据表明，有些疾病的发病常与一些类型的 HLA 抗原的检出有关。在这些疾病中，某些 HLA 抗原的检出率比正常人群的检出率高。最典型的疾病是强直性脊柱炎，其外周 HLA－B27 的表达及表达程度与疾病的发生有很高的相关性。利用 FCM 可以进行 HLA－B27/HLA－B7 双标记抗体检测 HLA－B27 阳性细胞，同时又可排除交叉反应。通常 58%～97%的强直性脊柱炎患者可检出这种抗原，而正常人仅 2%～7%可检出这种抗原。FCM 检测 HLA－B27 快速、特异、敏感，为强制性脊柱炎的临床诊断提供了有力的帮助。